



Tuomas Leiviskä

MAGNEETTIKUVAUS JA MAGNEETTIKUVAUKSEN LAADUN- VARMISTUS

MAGNEETTIKUVAUS JA MAGNEETTIKUVAUKSEN LAADUN- VARMISTUS

Tuomas Leiviskä
Opinnäytetyö
Syksy 2016
Tietotekniikan koulutusohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Tietotekniikan koulutusohjelma, hyvinvointiteknologian suuntautumisvaihtoehto

Tekijä: Tuomas Leiviskä

Opinnäytetyön nimi: Magneettikuvaus ja magneettikuvauksen laadunvarmistus

Työn ohjaaja(t): Kaisa Orajärvi, Jukka Jauhiainen, Arttu Peuna ja Eveliina Lammentausta

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Syksy 2016

Sivumäärä: 8 + 2 liitettä

Opinnäytetyö tehtiin kahdessa osassa koosteopinnäytetyönä. Ensimmäinen osa on 5 opintopisteen- ja toinen 10 opintopisteen suuruinen. Koosteopinnäytetyötä kokeiltiin Oulun ammattikorkeakoulussa tietotekniikan koulutusohjelmassa vaihtoehtona kokonaisen 15 opintopisteen opinnäytetyön rinnalla.

Ensimmäisessä osassa työn tarkoituksena oli tutustua magneettikuvauksen perusteorioiden. Selvitettiin, kuinka magneettikuvauslaitteet toimivat ja kuinka niitä käytetään lääketieteessä. Perehdyttiin fysiikan näkökulmasta magnetismiin, jotta saadaan tietoa ilmiöstä magneettikuvauksen takana. Työn valmistuttua opin magneettikuvauksen perusteet, joiden perusteella oli hyvä aloittaa opinnäytetyön toinen vaihe.

Toinen osa opinnäytetyöstä tehtiin Oulun yliopistollisen sairaalan Kuvantamisen yksikön pyynnöstä. Työ käsitteli magneettikuvauksen laadunvarmistusta ja samalla tarkasteltiin, näkyykö Oulun yliopistollisen sairaalan laadunvarmistusdatojen arvoissa viitteitä laitteiden vikoihin. Työn tuloksena sairaalan viiden magneettikuvauslaitteen laadunvarmistuskuvat koottiin Artiscan-järjestelmään ja selvitystyössä havaittiin mahdollinen yhteys tulevien laitevikojen ja laadunvarmistusarvojen vaihtelun välille. Tarvitaan kuitenkin lisää näyttöä, jotta voidaan varmuudella sanoa, että vikojen ja arvojen muutoksien välillä on yhteys.

Asiasanat: magneettikuvaus, kuvantaminen, laadunvarmistus

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ	3
SISÄLLYS	4
1 JOHDANTO	5
2 OPINNÄYTETYÖN OSA 1	6
3 OPINNÄYTETYÖN OSA 2	7
4 YHTEENVETO	8

Liite 1. Opinnäytetyön osa 1: Magneettikuvaus

Liite 2. Opinnäytetyön osa 2: Magneettikuvauksen laadunvarmistus

1 JOHDANTO

Tämä opinnäytetyö tehtiin kahdessa osassa koosteopinnäytetyönä. Ensimmäinen osa on 5 opintopisteen suuruinen ja toinen 10 opintopisteen suuruinen. Koosteopinnäytetyötä kokeillaan Oulun ammattikorkeakoulussa tietotekniikan koulutusohjelmassa vaihtoehtona kokonaisen 15 opintopisteen opinnäytetyön rinnalla. Koosteopinnäytetyössä opinnäytetyö jaetaan kolmeen 5 opintopisteen osaan tai kahteen osaan, jolloin toinen osa on 5 opintopistettä ja toinen osa 10 opintopistettä. Ensimmäisen osan teko oli keväällä ja syksyllä 2015. Toinen osa tehtiin keväällä 2016. Kooste kirjoitettiin syksyllä 2016. Koosteessa käydään pääpiirteittäin läpi opinnäytetyön osien tulokset. Itse opinnäytetyöt ovat liitteinä tämän koosteen lopussa.

Minua on kiinnostanut radiologia ja kuvantaminen jo pidemmän aikaa, joten ensimmäisen osan aihetta miettiessäni päädyin magneettikuvauksen tutkimiseen. Halusin tietää, miten ja miksi kuvaus toimii. Toisen osan halusin liittyvän myös kuvantamiseen. Toiseen osaan löysin ohjaajan välityksellä kiinnostavan aiheen laadunvarmistukseen liittyen.

2 OPINNÄYTETYÖN OSA 1

Ensimmäisen työn (liite 1) tarkoituksena oli tutustua magneettikuvauksen perusteorioiden. Ottaa selvää, kuinka magneettikuvauslaitteet toimivat ja kuinka niitä käytetään lääketieteessä. Työssä perehdyttiin fysiikan näkökulmasta magnetismiin, jotta saatiin tietoa ilmiöstä magneettikuvauksen takana. Ensimmäisessä osassa perehdyttiin ihmisen molekyylien ja atomien magneettikenttien kautta magneettikuvauksen mahdollistavaan ilmiöön. Tutustuttiin magneettikuvauksen vaaroihin ja toimenpiteisiin magneettikuvausta ennen ja sen aikana.

Opinnäytetyön tavoitteena oli avata magneettikuvauksen periaatteita hieman pinta- syvemmältä ja tutustua magneettikuvauslaitteistoon ja turvallisuusperiaatteisiin, missä onnistuin mielestäni hyvin. Atomitasolla tapahtuvat muutokset ja itse kuvauksessa käytettävät menetelmät tulivat uusina asioina mukaan opinnäytetyönä. Työssä selviää magneettikuvauslaitteen toiminta, osat ja kuvauksen varotoimenpiteet. Opinnäytetyön ensimmäisestä osasta saadaan tietoa, miten säteily vaikuttaa kehoon ja miten sitä mitataan.

3 OPINNÄYTETYÖN OSA 2

Tilaajana toisessa osassa (liite 2) oli Oulun yliopistollisen sairaalan kuvantamisen osasto. Idea opinnäytetyöhön lähti sairaalafyysikko Eveliina Lammentaustan aloitteesta.

Opinnäytetyössä lisättiin neljän magneettikuvauslaitteen laadunvarmistuskuvat Aquilab-järjestelmään ja tutkittiin magneettikuvauslaitteiden laadunvarmistusta usealta vuodelta. Työtä aloitettaessa kuvissa oli virheitä, jotka täytyi ennen Artiscaniin syöttämistä muokata muotoon, jossa ohjelma osaa niitä lukea. Esimerkiksi kuvia oli väärinpäin tai Artiscan ei osannut lukea kuvia.

Opinnäytetyössä tutkittavien magneettikuvauslaitteiden vaurio- ja huoltohistoria tiedettiin. Työssä analysoitiin laitteita, joiden viat osattiin ajoittaa. Saaduista tuloksista analysoitiin, näkyvätkö viat parametrimuutoksina. Vikoja olivat esimerkiksi gradienttijäähdytysnesteen vuoto laitteen sisälle, gradienttivirtakaapelin kiinnityksen löystymisestä johtuva kipinäinti ja vääränlaisen vikavirtasuojan aiheuttamat toimintahäiriöt. Vikojen yhteydessä oli hieman parametrimuutoksia, mutta näin pienellä otannalla ei voi tehdä johtopäätöksiä, että parametrimuutokset olisivat yleisiä vikojen yhteydessä.

4 YHTEENVETO

Opinnäytetyön ensimmäinen osa oli magneettikuvauksesta ja suuruudeltaan 5 opintopistettä. Toisessa osassa käsiteltiin magneettikuvauksen laadunvarmistusta ja tehtiin selvitystyö Oulun yliopistolliseen sairaalaan. Ensimmäinen osa tuli tehdä teoriaosana. Omia mielenkiintoja tutkailtuani päädyin magneettikuvaukseen, josta halusin oppia lisää. Toisen ja kolmannen osan tuli olla käytännön tekemistä. Sain tehtyä vaadittavan työmäärän kerralla, joten työ valmistui kahdessa osassa. Toiseen osaan idea tuli sairaalafysikolta, johon opinnäytetyön ohjaaja oli ottanut yhteyttä kuultuaan mielenkiinnostani magneettikuvaukseen liittyvän työn tekemiseen.

Ensimmäisen osan teoria tuli suuressa osassa mukaan toisessa osassa opinnäytetyötä. Teorian opiskelu ensimmäistä osaa varten helpotti huomattavasti toisen osan tekoa. Ensimmäisen osan tekeminen oli raskasta, minkä vuoksi sen valmistuminen venyi odotettua pidemmälle. Toinen osa taas oli jouhevaa kirjoittaa, luultavasti ensimmäisestä osasta kertyneen kokemuksen ansiosta. Fyysikoiden vinkkien ja opastuksen avulla sain myös lisättyä tietämystäni syvemmin ensimmäisen osan asioista. Opinnäytetyön tekeminen antoi kokonaisuudessaan paljon tietotaitoa sekä harjoittelupaikan Kuvantamisen yksikössä. Opinnäytetyön tekeminen uuden jakomenetelmän vuoksi osissa tuntui hyvältä loppujen lopuksi. Se vei painetta pois muulta koulutyöltä verrattuna siihen, että työn tekisi kerralla. Uskon aloittamisen olevan helpompaa, kun tietää, että työ määrä ei ole viimeisenä vuonna suuri ja aikaa on enemmän. Opinnäytetöiden tekeminen oli mielenkiintoista ja kokeiluna osissa tehtävä opinnäytetyö oli mukava tehdä.

Tuomas Leiviskä

MAGNEETTIKUVAUS

MAGNEETTIKUVAUS

Tuomas Leiviskä
Opinnäytetyö osa 1
Kevät 2015
Tietotekniikan koulutusohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

SISÄLLYS

SANASTO	4
1 JOHDANTO	5
2 MAGNETISMI	6
2.1 Kentät	6
2.2 Maxwellin lait	8
3 MAGNEETTIKUVAUS	10
3.1 Magneettikuvauslaite	10
3.2 Magneettikuvan muodostuminen	11
3.3 Tehosteaineet	12
3.4 Magneettikuvauksessa huomioitavat asiat	13
4 SÄTEILYN VAIKUTUKSET	15
4.1 Ionisoiva- ja Ionisoimaton säteily	15
4.2 Altistumisen mittaus	16
4.3 Muutokset kehossa	17
4.4 Henkilökunnan ja potilaan altistuminen magneettikuvauksessa	17
5 YHTEENVETO	18
LÄHTEET	19

SANASTO

MRI Magnetic resonance imaging tarkoittaa magneettikuvausta.

SAR Specific absorption rate eli omiaisabsorptiivisuus. Se kuvaa radioaallosta päin tai vartalon alueen kudoksiin imeytyvää tehoa.

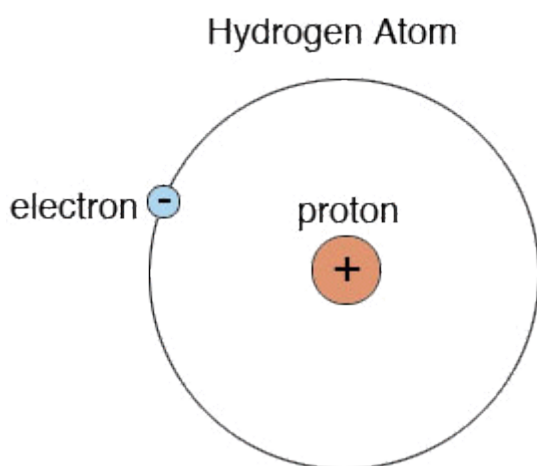
1 JOHDANTO

Tämän työ on ensimmäinen 5 opintopisteen osa opinnäytetyöstä. Työn tarkoituksena on tutustua magneettikuvauksen perusteorioihin. Ottaa selvää, kuinka magneettikuvauslaitteet toimivat ja kuinka niitä käytetään lääketieteessä. Perehdytään fysiikan näkökulmasta magnetismiin, jotta saadaan tietoa ilmiöstä magneettikuvauksen takana.

Työssä perehdytään ihmisen molekyylien ja atomien magneettikenttien kautta magneettikuvauksen mahdollistavaan ilmiöön. Tutustutaan magneettikuvauksen vaaroihin ja toimenpiteisiin magneettikuvausta ennen ja sen aikana. Magneettikuvaus on yksi parhaimmista menetelmistä kuvata ihmisen sisäosia, joten sitä on tärkeää tutkia ja parannella.

2 MAGNETISMI

Magneettisuuden aiheuttaa liikkuva sähkövaraus. Magneettikuvaus perustuu ydinmagneettiseen resonanssiin. Vetyatomissa on yksi protoni, joilla on positiivinen varaus, ja spin, mikä aiheuttaa protoneihin on magneettisen momentin. Vetyatomien protonit ovat kuin pieniä sauvamagneetteja, jotka pyörivät akselinsa ympäri. Kuvassa 1 on esitetty vetyatomien rakenne. Kun atomissa on parillinen määrä neutroneja ja protoneja, havaittava magneettikenttä häviää. (1.)



KUVA 1. Vetyatomien rakenne (2)

2.1 Kentät

Sähkökentän muodostaa sähkövaraus. Sen voiman vaikutusta toiseen kappaleeseen kuvataan Coulombin lailla (kaava 1).

KAAVA 1. Coulombin laki. (3)

$$F = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{Q_1 Q_2}{r^2} = k \frac{Q_1 Q_2}{r^2} = Q_1 E_2 = Q_2 E_1,$$

missä F on voima,

E on sähkökentän energia,

Q on hiukkasen sähkövaraus,

k on tyhjiön sähkövakio,

ε_0 on tyhjiön permittiivisyys.

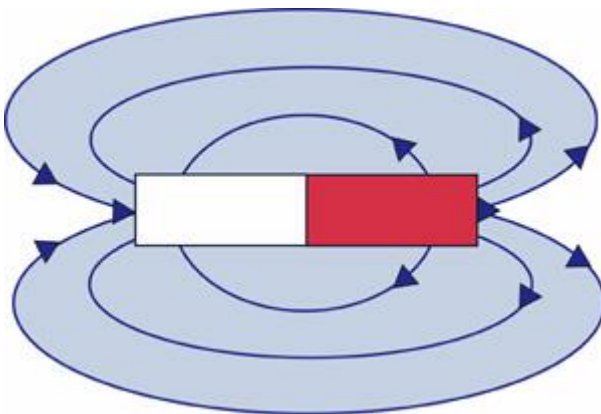
Sähkökentän voi laskea Gaussin lakia soveltamalla:

KAAVA 2. Coulombin laki Gaussin lakia soveltamalla (4)

$$\Phi = EA = \frac{Q}{\varepsilon_0}$$

→ $E = \frac{Q}{\varepsilon_0 A}$, missä A on suljettu pinta, pallo tai sylinteri, jossa sähkökentän voimakkuus on vakio ja kohtisuorassa pintaa vasten.

Sähkökenttä ja voima ovat vektorisuureita, eli niillä on suunta ja suuruus. Magneettikentän, sähkökentän lisäksi, muodostaa liikkuva sähkövaraus. Magneettikentässä on vuoviivoja, jotka kulkevat magneettikentän mukaisesti. Magneettikenttää kuvataan suureilla H magneettikentän voimakkuus ja B magneettivuon tiheys. (5.) Kuvassa 2 näkyy magneetti ja magneettikentän vuoviivat.



KUVA 2 Magneetti, magneettikenttä ja vuoviivat (6)

2.2 Maxwellin lait

Maxwellin yhtälöillä kuvataan, kuinka sähkövaraus tuottaa sähkökentän (Gaussin laki), muuttuvan magneettikentän tuottamaa sähkökenttää (Faradayn induktiolaki) ja kuinka muuttuva sähkökenttä ja sähkövirta tuottavat magneettikentän (Ampéren laki ja Maxwellin lisäys). Faradayn lain mukaan silmukkaan indusoitunut jännite on suoraan verrannollinen silmukan lävistävän magneettivuon muutoksenopeuteen kaavan 3 mukaan. (5.) Ampéren laki kuvataan kaavassa 4 ja Gaussin laki kaavassa 5.

KAAVA 3 Faradayn laki (7)

$$E = -N \frac{d\Phi}{dt}$$

, missä,

Φ on magneettivuo

t on aika.

KAAVA 4 Ampéren laki (8)

$$\oint B * dl = \mu_0 * I_{sis}$$

, missä B on magneettikentän voimakkuus,

dl reunakäyrän suuntainen vektorialkio viivaintegroinnissa,

μ_0 on tyhjiön permeabiliteetti

I_{sis} on johtimessa kulkeva sähkövirta

KAAVA 5 Gaussin laki (9)

$$\oint_S \varepsilon E \cdot ds = \frac{1}{\varepsilon_0} \int_V \rho dV$$

, missä dV on tilavuusalkio.

3 MAGNEETTIKUVAUS

”Magneettitutkimus eli magneettikuvaus (MRI, Magnetic Resonance Imaging) on lääketieteessä käytetty kuvantamismenetelmä, jolla voidaan muodostaa kehosta tai sen osista sekä kaksiulotteisia että kolmiulotteisia kuvia” (5). Magneettikuvaus ei käytä ionisoivaa säteilyä niin kuin röntgenkuvaus.

3.1 Magneettikuvauslaite

Magneettikuvauslaitteistoon kuuluu magneetti, RF- ja gradienttikelat sekä tietokoneyksikkö. Magneettikuvauslaite on putkimainen tila, jossa kelat tuottavat magneettikenttiä. Kuvassa 3 on magneettikuvauslaite



KUVA 3 Putkimainen magneettikuvauslaite (10)

Laite voi olla myös avonainen malli. Kuvassa 4 on avonainen malli.



KUVA 4 Avonainen magneettikuvauslaite (11)

Putken sisällä on noin 0,6–3 T (tesla) voimakas staattinen magneettikenttä, joka on koko ajan päällä. Kuvausprosessin aikana magneettikenttää muutetaan hie-
man ja lisätään pulssimaisia radiotaajuisia kenttiä, jotka ovat 10–128MHz. Muu-
tosnopeudet ovat suuruusluokkaa 20 mT/ms, ja niitä kutsutaan gradientteiksi. Sähkö- ja suprajohtavissa magneettikuvauslaitteissa magneettikenttä luodaan sähkövirran avulla. Suprajohtavuus tarkoittaa, että johtimen resistiivisyys katoaa ja siitä johtuen sähkövirta ei häviä. Suprajohtavuus saadaan aikaiseksi upotta-
malla suprajohde nestemäiseen heliumiin, jonka lämpötila on lähellä absoluut-
tista nollapistettä (-273,15 °C).

Potilas asettautuu liikutettavalle alustalle, ja hänet siirretään sillä putken sisään. Hoitajat toimivat tarkkailijoina viereisessä huoneessa. Tutkimus kestää tutkitta-
vasta kohteesta riippuen 30–50 minuuttia. (11)

3.2 Magneettikuvan muodostuminen

Kuvauksessa lähetetään B_0 -magneettikenttä, joka vääntää vetyatomien protonit joko kentän suuntaisesti tai sitä vasten. Protonit alkavat presessoida hyrrämäi-
sesti tuottaen presessiotaajuuden, jonka suuruudesta tiedetään, mille taajuudelle
käytettävät kelat tulee virittää. Kun vetyatomien ytimet altistetaan radiotaajuuksi-
selle sähkömagneettiselle RF-energialle (*Radio Frequency*), syntyy magneetti-
nen resonanssi. RF-pulssien lopettaminen ja aloittaminen kääntelee ytimien

magneettikenttää B_0 -kenttää vasten ja sen mukaisesti. Tämä ilmiö havaitaan kehlalla, joka sijaitsee potilaan päällä. Kuvaa muodostettaessa käytetään B_0 -magneettikenttää ja RF- ja gradienttikeloja. RF-keloja ovat vastaanotinkelat, lähetinkelat ja lähetin-vastaanotinkelat.

Magneettikuvaa muodostetaan kolmessa vaiheessa: valitaan haluttu leiketaso kehosta leikkeenvalintagradienttia ja RF-pulssia yhtäaikaaisesti päällä pitämällä. Seuraavaksi ensimmäisessä vaiheessa viritetyille ytimille aiheutetaan taajuusvaihesuunnassa. Kun toinen vaihe sammutetaan, ytimet palautuvat normaaliin tilaan saaden oman vaiheen. Kolmannessa vaiheessa taajuusgradientti käyteen päällä ja se saa aikaan ytimille yksilöllisen taajuuden. (1.) Kuvassa 5 on magneettikuvauslaitteella otettu magneettikuva.



KUVA 5 Magneettikuva ihmisen päästä (13)

3.3 Tehosteaineet

Magneettikuvauksessa käytetään tehosteaineita, jotta kuviin saadaan parempi kontrasti. Esimerkiksi Gadovist tehosteainetta käytetään aivojen, selkärangan ja verisuonien diagnostiikkaan. Tehosteaineet ovat gadolinium-pohjaisia. Gadolinium on myrkyllinen, paramagneettinen metalli-ioni. Sen myrkyllisyyttä voi vähentää lisäämällä orgaaninen molekyyli sen ympärille. Gadolinium annostellaan laskimoon tai niveleen, josta se kertyy kudokseen, jossa on esimerkiksi tulehdus.

Tulehtuneessa kudoksessa on suurempi verenkierto, joten tehosteaine kertyy tulehtuneeseen kudokseen enemmän, kuin terveeseen kudokseen. Tehosteaineet eivät ole vaarattomia. Ne voivat aiheuttaa allergisen reaktion tai anafylaktisen shokin. Anafylaktinen shokki on äkillinen yliherkkyyssreaktio. Raskaana oleville potilaille ei suositella käytettävän tehosteainetta. (1.)

3.4 Magneettikuvauksessa huomioitavat asiat

Magneettikuvauslaite on sijoitettava suojattuun huoneeseen, joka muodostaa Faradayn häkin. Faradayn-häkki estää ulkopuolisten radiotaajuuksisten säteilyjen tulemisen kuvaushuoneeseen ja estää näin häiriöt. Ilman suojausta laite voi havaita esimerkiksi viereisessä tilassa oleva television tuottamat radioaallot.

Mittaustilasta tulee poistaa ferromagneettiset esineet. Huoneessa olevat magneettikentät tuottavat vetovoiman esineisiin, joka voi olla esimerkiksi 3T:n voimakkuudessa 60000 kertainen maanvetovoimaan. Esineet voivat vahingoittaa laitetta tai pahimmassa tapauksessa potilasta. Ennen kuvausta tulee tietää, onko kehossa magneettisia osia esimerkiksi sydämentahdistin. Esineet esimerkiksi taskuissa, voivat aiheuttaa häiriöitä kuviin. (1.)

Vaaratilanteista ja läheltä piti -tilanteista kuvauspaikan on aina tehtävä ilmoitus Valviralle. Ilmoituksessa tulee ilmoittaa laitteen tiedot, vaaratilanteen tiedot mukaan lukien tapahtuma-aika, paikka ja tapahtumakuvaus. Lisäksi on ilmoitettava seuraukset potilaalle, henkilökunnalle ja muulle henkilölle sekä mahdolliset korjaavat tai ennaltaehkäisevät toimenpiteet, joihin on ryhdytty. (5.)

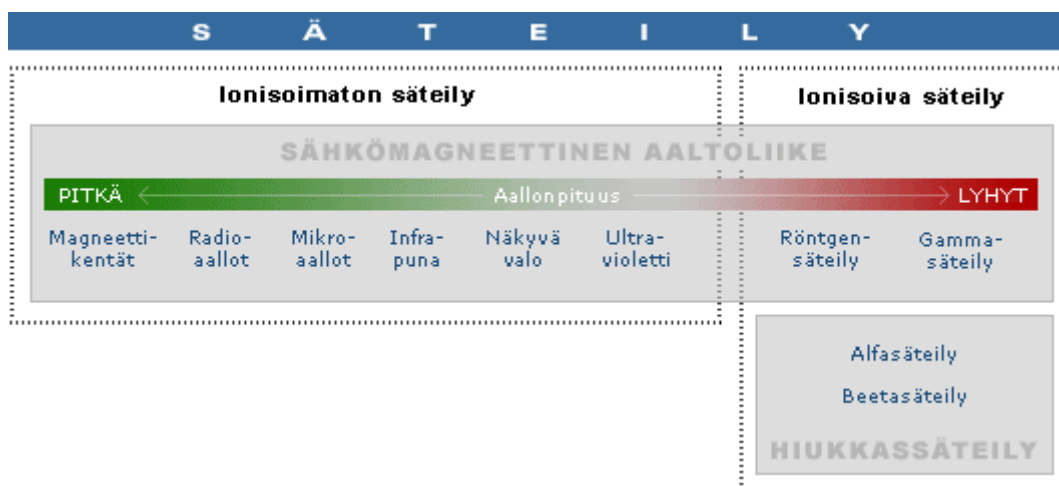
Kuvassa 6 on esimerkki magneettikuvaukseen soveltuvasta tilasta. Erillisessä huoneessa on magneettikuvauslaite ja monitorointi huone, joka on tässä tapauksessa ikkunan takana.



KUVA 6 Magneettikuvaus tila (14)

4 SÄTEILYN VAIKUTUKSET

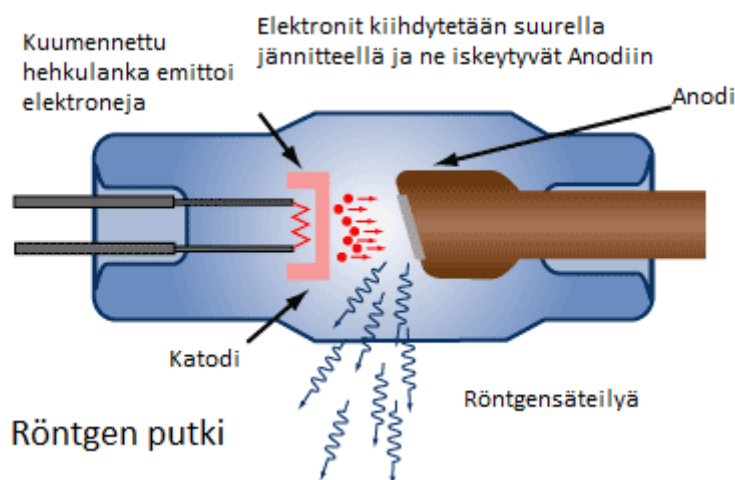
”Altistuminen sähkömagneettisille kentille voidaan kuvata epäsuorasti ulkoisten kenttien avulla tai suoraan kudoksissa vaikuttavien sisäisten kenttien avulla” (5). Suomessa sähkömagneettista säteilyä valvoo STUK. Magneettikuvauksessa käytettävät säteilyt ovat ionisoimatonta säteilyä. Kuvassa 7 näkyy säteilyjen aaltojen pituudet ja se, ovatko ne ionisoivaa vai ionisoimatonta säteilyä. Mitä lyhempi aallonpituus säteilyssä on, sitä vaarallisempaa säteily on. (15.)



KUVA 7 Säteilylajit (16)

4.1 Ionisoiva- ja ionisoimaton säteily

Ionisoivaan säteilyyn kuuluu sähkömagneettisesta aaltoliikkeestä röntgensäteily ja gammasäteily. Siihen kuuluu myös alfasäteily ja beetasäteily, mutta niihin ei tutustuta tässä opinnäytetyössä. Röntgensäteily synnytetään röntgenputkessa. Putken sisällä on tyhjiö, jossa on katodi ja anodi. Kun niiden välille syötetään jännite, lähettää katodi elektroneja suurella nopeudella kohti anodia törmäten siihen. Kun elektronien nopeus pienenee, osa niiden liike-energiasta muuttuu sähkömagneettiseksi säteilyksi eli röntgensäteilyksi. Kuvassa 8 näkyy röntgenkuvauslaitteessa sijaitsevan röntgen putken rakenne. (15.)



KUVA 8 Röntgenputken poikkileikkaus (19)

Gammasäteily on atomien virittyneiden ytimien lähettämiä energiapurkauksia ja se on todella läpitunkevaa. Atomin ydin on virittynyt, jos siellä on liikaa tai liian vähän neutroneja. (15.)

Ionisoimattomaan säteilyyn kuuluu pienitaajuiset sähkö- ja magneettikentät, radiotaajuiset säteilyt, infrapunasäteily, näkyvä valo ja ultraviolettisäteily. Ionisoimattomat säteilyt aiheuttavat pääasiassa vain lämpenemistä ihmiskehossa. Ultraviolettisäteily voi aiheuttaa vahinkoa sarveiskalvoihin ja mykiöihin.

4.2 Altistumisen mittaus

Sähkö- ja magneettikenttien voimakkuuksien viitearvot voivat ylittyä reilusti, mutta ominaisabsorptiionopeuden (SAR) raja-arvot eivät välttämättä ylity. Säteilyturvakeskus mittaa arvoja fantomin avulla. Fantom on keskimääräistä potilasta vastaava esine, jonka avulla mitataan säteilyä kohteen sisään. Ihmisen sisältä ei ole mahdollista mitata säteilyä, joten jäljitellään ihmisen sisäistä tilannetta fantomilla. SAR-mittapää mittaa paikallista ominaisabsorptiionopeutta. Sitä voidaan myös mitata lämpötilan muutoksella. Sievertillä mitataan ionisoivan säteilyn biologista vaikuttavuutta. (5.)

4.3 Muutokset kehossa

Magneettikuvauksessa ei tutkimusten mukaan synny pitkäaikaisia biologisia vaikutuksia, mutta potilas voi kokea hetkellisiä muutoksia esimerkiksi pahoinvointia, huimausta tai kehon lämpenemistä. Potilas voi myös kokea magnetofosfeeni-ilmiön, joka tarkoittaa näkökenttään syntyviä valonvälähdysaistimuksia. (1.)

Ionisoimaton säteily on pääasiassa vaaratonta, kun taas ionisoivalla säteilyllä on enemmänkin terveyshaittoja. Ionisoiva säteily voi vahingoittaa solujen perimää ja se lisää syöpäriskiä. Säteilyannokselle altistuminen pitkän tai lyhyen ajan vaikuttaa haittoihin. Jo lyhyt altistuminen ionisoivalle säteilylle lisää syöpäriskiä ja pitkät altistukset voivat tuhota soluja ja aiheuttaa säteilysairauden, paikallisen vamman tai sikiövaurioita. (20.)

4.4 Henkilökunnan ja potilaan altistuminen magneettikuvauksessa

Potilaat saavat kuvauksessa suuret määrät altistusta magneettikentille, gradienttikentille ja radiotaajuisille kentille. Henkilökunta altistuu yleensä vain staattiselle hajakentälle, sillä gradienttikenttä ja radiotaajuinen kenttä eivät ulotu paljoa laitteen ulkopuolelle. Tieteen mukaan staattisella magneettikentällä ei ole vaikutusta sikiöön raskauden aikana, mutta kuvaukseen menoa ei suositella kuin välttämättömissä tapauksissa raskauden alkuaikana. (15.)

5 YHTEENVETO

Alkutiedot magneettikuvauksesta opinnäytetyötä aloitettaessa olivat luultavasti kuvattavan potilaan tasolla, joka ei ole tutustunut aiheeseen. Opinnäytetyön tavoitteena oli avata magneettikuvauksen periaatteita hieman pintaa syvemmältä ja tutustua magneettikuvauslaitteistoon ja turvallisuusperiaatteisiin. Atomitasolla suoritettavat muutokset ja itse kuvauksessa käytettävät menetelmät tulivat uusina asioina mukaan opinnäytetyönä. Työssä selviää magneettikuvauslaitteen toiminta, osat ja mitä toimenpiteessä tulee huomioida. Saadaan tietoa, miten säteily vaikuttaa kehoon ja miten sitä mitataan.

Työn tuloksiin olen tyytyväinen. Magneettikuvauslaitteen tarkempi sisältö tuli tietoon ja magneettikuvan muodostuminen selvisi minulle selkeämmin, kuin miten se selitetään magneettikuvaustoimenpiteessä tai sen aikana. Mielenkiintoisena uutuutena tuli tietoa magneettikuvauslaitteen toiminnasta, eli mitä voimia ja säteilyä kehoon vaikuttaa.

LÄHTEET

1. Suuronen, Markus. Patient's guide: magnetic resonance imaging (MRI). 2014. Opinnäytetyö. oppilaitos. Saatavissa: http://www.theseus.fi/bitstream/handle/10024/75066/Suuronen_Markus.pdf;jsessionid=B75577E9D11C14CF368CD810B2469676?sequence=1. Hakupäivä 21.4.2015
2. Schimmrich, Steven. 2011. The scale of atoms. Saatavissa: <http://hudsonvalleygeologist.blogspot.fi/2011/12/scale-of-atoms.html>. Hakupäivä 17.4.2015.
3. Partanen, Vesa. 1. Sähkövaraus, Coulombin laki, sähkökenttä ja potentiaali. Otavan Opisto, Saatavissa: http://opinnot.internetix.fi/fi/muikku2materiaalit/luo/fy/fy6/1_sahkovaraus_coulombin_laki_sahkokentta_ja_potentiaali/2_coulombin_laki.pdf?C:D=i1oB.iLW0&m:selres=i1oB.iLW0. Hakupäivä 16.2.2016
4. Pulkkinen, Hanna. Gaussin lain käyttäminen. http://cc.oulu.fi/~hpulkkin/soveltava/Viimevuotiset_jutut/7_Esimerkkejä_ja_kevyytteoriaa/02_Gaussin_lain_kayttaminen.pdf. Hakupäivä 16.2.2016
5. Jokela, Kari - Nyberg, Heidi. Ionisoimaton säteily – Sähkömagneettiset kentät. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 2006
6. Magnetismi ja Kompassi. Helsingin yliopiston opettajankoulutuslaitos. Saatavissa: http://www.edu.helsinki.fi/malu/kirjasto/sahko/6_magnetismi.htm. Hakupäivä 24.4.2015
7. Haarto & Karhunen. Faradayn laki ja sähkömagneettinen induktio. Turun ammattikorkeakoulu. Saatavissa: http://fysiikka.turkuamk.fi/fysiikka/Infya/7_Faraday.pdf. Hakupäivä 16.2.2016
8. Magneettikentät 2. PowerPoint-diasarja. Saatavissa: <https://www.google.fi/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=3&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwiA5vGJpPzKA->

- [hUqEpoKHde7CYcQFggoMAI&url=https%3A%2F%2Fwiki.oulu.fi%2Fdownload%2Fattachments%2F57082164%2FMagneettikentat_2.pdf%3Fversion%3D1%26modification-Date%3D1437073903000%26api%3Dv2&usg=AFQjCNFy9aiCbm-ZVBCn3N5O4-4m7achnw&sig2=hT2vW6hvDWWhYQ_Ejzqw-KQ](https%3A%2F%2Fwiki.oulu.fi%2Fdownload%2Fattachments%2F57082164%2FMagneettikentat_2.pdf%3Fversion%3D1%26modification-Date%3D1437073903000%26api%3Dv2&usg=AFQjCNFy9aiCbm-ZVBCn3N5O4-4m7achnw&sig2=hT2vW6hvDWWhYQ_Ejzqw-KQ). Hakupäivä 16.2.2016
9. Pulkkinen, Hanna. Yleistä sähkömagnetismista. http://cc.oulu.fi/~hpulkkin/sm/Lisamateriaalia/01_Yleista_sahkomagnetismista.pdf. Hakupäivä 16.2.2016
10. Aaltonen, Petri. 2012. Sairaanhoidopiirille terve tulos. Yle. Saatavissa: http://yle.fi/uutiset/sairaanhoidopiirille_terve_tulos/5571353. Hakupäivä 17.4.2015.
11. Tietoteollisuuden koulutus ja tasa-arvo – naisten erilaisuus voimavaraksi. TiNa. Saatavissa: http://tina.tkk.fi/tina_2001/philips.htm. Hakupäivä 17.4.2015.
12. Body MRI – Magnetic resonance imaging of the chest, abdomen and pelvis. vuosi 2014. Saatavissa: http://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=bodymr#part_five. Hakupäivä 17.4.2015.
13. Tuomas Kangasniemi 2009. Ajatusten lukeminen edistyi taas - magneettikuva kertoo, minkä numeron näet – Tekniikka&Talous. Saatavissa: <http://www.tekniikkatalous.fi/innovaatiot/2009-09-29/Ajatusten-lukeminen-edistyi-taas---magneettikuva-kertoo-mink%C3%A4-numeron-n%C3%A4et-3279433.html>. Hakupäivä 15.5.2015
14. MRI laitteiden tila ja energiantarve – Älykäs teknologia – Metropolia Confluence. Saatavissa: <https://wiki.metropolia.fi/display/alykas/MRI+laitteiden+tila+ja+energiantarve>. Hakupäivä 21.4.2015
15. Magneettitutkimus – STUK. Säteilyturvakeskus. <http://www.stuk.fi/aiheet/saateily-terveydenhuollossa/magneettitutkimus>. Hakupäivä 28.1.2016

16. Ionisoiva säteily. Säteilyturvakeskus. Saatavissa: http://www.stuk.fi/ihminen-ja-sateily/mitaonsateily/fi_FL/ionisoiva/. Hakupäivä 24.4.2015
17. Mitä on säteily? Säteilyturvakeskus Saatavissa : http://www.stuk.fi/ihminen-ja-sateily/mitaonsateily/fi_FL/mitaonsateily/. Hakupäivä 15.5.2015
18. Ionisoimaton säteily. Säteilyturvakeskus. Saatavissa: http://www.stuk.fi/ihminen-ja-sateily/mitaonsateily/fi_FL/ionisoimaton/. Hakupäivä 24.4.2015
19. Toimintaperiaate (Ryhmä 1) – Älykäs teknologia – Metropolia Confluence. Saatavissa : <https://wiki.metropolia.fi/pages/viewpage.action?pageId=108375056>. Hakupäivä 24.4.2015
20. Säteilyn terveysvaikutukset. Säteilyturvakeskus. Saatavissa: <http://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateily-on/sateilyn-terveysvaikutukset>. Hakupäivä 7.9.2016



Tuomas Leiviskä

MAGNEETTIKUVAUKSEN LAADUNVARMISTUS

MAGNEETTIKUVAUKSEN LAADUNVARMISTUS

Tuomas Leiviskä
Opinnäytetyö
Kevät 2016
Tietotekniikan koulutusohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Tietotekniikka, Hyvinvointiteknologian sv

Tekijä: Tuomas Leiviskä
Opinnäytetyön nimi: Magneettikuvauksen laadunvarmistus
Työn ohjaaja(t): Jukka Jauhiainen, Arttu Peuna ja Eveliina Lammentausta
Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Kevät 2016 Sivumäärä: 56

Työssä tutkittiin retrospektiivisesti laadunvarmistusdataa neljästä magneettikuvauslaitteesta. Tavoitteena oli selvittää, vaikuttavatko laitteiden viat kuvien laatuun vertaamalla tutkimusdataa huoltohistoriaan. Rekkamagneetissa lisäksi tarkasteltiin, vaikuttaako ajon aikainen tärinä parametreihin.

Laadunvarmistuskuvissa oli virheitä, jotka piti korjata ennen kuin Artiscan pystyi ne lukemaan ja analysoimaan, minkä jälkeen laadunvarmistusdata syötettiin Artiscan-ohjelmaan, joka keräsi datan kaavioihin nettisovellukseen. Parametrien arvoja tutkittiin Aquilab-nettisovelluksesta, josta ne saatiin ladattua suoraan Excel-muodossa.

Tuloksissa havaittiin yhteneväisyyksiä laitteiden jäähdytysjärjestelmien vikojen ja parametrien arvojen nousuihin. Rekkamagneetissa huomattiin odotettavasti paljon vaihtelua laadunvarmistusparametrien arvoissa, joka johtuu oletetusti laitteen kohdistuvasta tärinästä, kun rekkaa siirretään kaupunkien välillä.

Asiasanat: magneettikuvaus, laadunvarmistus, radiologia, kuvantaminen

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Information technology, Medical engineering

Author: Leiviskä Tuomas

Title of thesis: Magnetic resonance imaging quality control

Supervisor(s): Jukka Jauhiainen, Arttu Peuna and Eveliina Lammentausta

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2016 Pages: 56

In this thesis quality control data from four magnetic imaging devices is examined retrospectively. The aim is to find if defects of the devices affect the quality control images by comparing the quality control data to maintenance history.

For the images taken in the mobile unit, the possible effects of continuous tremor of movement are examined.

Quality control images has errors that must be corrected before Artiscan is able to read and analyze them. Corrected quality data is entered in to the Artiscan program, which collects data to charts in a web application. Parameter values are examined in Aquilabs web application, where they can be exported directly to Excel format.

The obtained results reveals connections between equipment cooling system failures and the increased parameter values. As expected, mobile unit showed a lot of variation in values due to tremor of the device when the truck is transferred between cities.

Keywords: magnetic resonance imaging, quality control, imaging, radiology

SISÄLLYS

1 JOHDANTO	7
2 LAADUNVARMISTUS	8
2.1 Laadunvarmistus radiologiassa	8
2.2 Laadunvarmistus	8
3 AINEISTO JA MENETELMÄT	10
3.1.1 Fantomista saatavat kuvat	10
3.1.2 Kuvausparametrit	11
3.1.3 Tiedostomuoto	11
3.2 Käytetyt ohjelmat	11
3.2.1 Artiscan	12
3.2.2 Matlab	13
3.3 Laitteet ja tarvikkeet	13
3.3.1 MAGPHAN SMR170	15
3.4 Työssä tarkasteltavat arvot	16
4 LAATUUN MAHDOLLISESTI VAIKUTTAVAT VIAT	20
4.1 Laitteiden viat	20
4.2 Fantomin vika	21
5 TULOKSET	22
5.1 Väärinpäin olevat kuvat	22
5.2 Dicom-tiedostojen tiedon säilytys	23
5.3 Kuvaustilanteiden takia poikkeavat arvot	25
5.4 Kuvaustilanne	25
5.5 Laadunvarmistuskuvien syöttö Artsican-ohjelmaan	26
5.6 Twinspeed	27
5.6.1 Glykolivuoto	27
5.6.2 T1-kuvaus	32
5.6.3 T2-kuvaus	35

5.7 Rekkamagneetti	37
5.7.1 T1-kuvaus	38
5.7.2 T2-kuvaus	41
5.8 Skyra	41
5.8.1 T2 kuvaus	46
5.9 Optima	49
6 POHDINTA	53

1 JOHDANTO

Tämä opinnäytetyö on toinen osa opinnäytetyötä laajuudeltaan 10 op. Ensimmäisessä osassa opinnäytetyötä aiheena oli magneettikuvauksen tausta, eli selvitin siinä magneettikuvauksen perustoimintaperiaatteita. Tilaajana tässä opinnäytetyössä on Oulun yliopistollisen sairaalan kuvantamisen osasto. Idea opinnäytetöihin lähti sairaalafyysikko Eveliina Lammentaustan aloitteesta.

Opinnäytetyössä lisättiin laadunvarmistuskuvat Aquilab-järjestelmään (1) ja tutkittiin retrospektiivisesti magneettikuvauslaitteiden laadunvarmistusdataa usealta vuodelta. Laadunvarmistusdata syötettiin aluksi Artiscan-ohjelmaan (1), jolla saatiin luettua kuvatusta fantomista saadut arvot. Syötetyt kuvat analysoitiin ohjelmaan tekemäni protokollan mukaan, ja tiedot tulivat näkyviin ohjelman nettisivuille kootusti tietyn protokollan alta. Jokaiselle laitteelle ja eri kuvausparametrille tuli tehdä omat protokollat.

Työtä aloitettaessa kuvissa oli virheitä, jotka täytyi ennen Artiscaniin syöttämistä muokata muotoon, jossa ohjelma osaa niitä lukea. Esimerkiksi fantomin sisällä oleva levy oli väärinpäin, josta johtui peilikuvana oleva kuva. Toinen ongelma oli, että käytetty ohjelma ei osannut tunnistaa kuvia, joten kuvatiedostoja täytyi muokata Matlab-ohjelmalla (2).

Opinnäytetyössä tutkittavien magneettikuvauslaitteiden vaurio- ja huoltohistoria tiedettiin. Työssä analysoitiin laitteita, joiden kärsimät vahingot osattiin ajoittaa. Saaduista tuloksista analysoitiin, näkyvätkö viat, joita olivat esimerkiksi gradienttijäähdytysnesteen vuoto laitteen sisälle, gradienttivirtakaapelin kiinnityksen löysytymisestä johtuva kipinäointi ja vääränlaisen vikavirtasuojan aiheuttamat toimintahäiriöt.

2 LAADUNVARMISTUS

Magneettikuvaus on kuvantamismenetelmä, jossa hyödynnetään kehon magneettisuutta. Magneettikuvauksen teoriaa ei avata tässä työssä enempää, koska ensimmäisessä osassa käsiteltiin jo perusteoria. Magneettikuvauksella saadaan kuvattua tarkasti pehmytkudosta. TT- ja röntgenkuvaukseen verrattuna magneettikuvaus ei tuota ionisoivaa säteilyä. Se on hitaampi kuin röntgen, jolla kuvataan kovia kudoksia, esimerkiksi luita. Magneettikuvaus on tarkka, mutta hidas keino kuvantaa ihmiskehoa. Rutiiniprotokollia voidaan kuitenkin lyhentää muutaminkin minuutteihin, mutta magneettikuvauksella pyritään tarkkoihin diagnooseihin, joten kuvaukseen käytetään enemmän aikaa.

2.1 Laadunvarmistus radiologiassa

Laadunvarmistus on testikappaleesta otettujen kuvien analysointia. Kuvia voidaan analysoida visuaalisesti arvioimalla, manuaalisesti kuvasta sopivalla ohjelmalla tai automaattisella analysointiohjelmalla. Oulun yliopistollisessa sairaalassa kuvia on analysoitu Matlabilla tekemällä siihen koodi, joka lukee harmaasävyjä kuvista, tai kuten tässä työssä valmiilla ohjelmalla, joka osaa laskea tarvittavat arvot kuvien perusteella.

2.2 Laadunvarmistus

Radiologisten laitteiden valvonta on määritelty laissa. Sosiaali- ja terveysministeriön päätöksen mukaisesti säädetään 27. päivänä maaliskuuta 1991 annetun säteilylain (592/1991) 41 §:n, sellaisena kuin se on laissa 1142/1998). Sen mukaan laadunvarmistusohjelmassa on esitettävä radiologisten laitteiden toimintakunnon ja suoritusominaisuuksien valvontaan kuuluvat päätehtävät. Erityisesti laitteet on tarkastettava

- 1) ennen laitteen käyttöön ottamista (vastaanottotarkastus)
- 2) määrävälein laitekohtaisten ohjeiden mukaan

3) merkittävän korjauksen tai huollon jälkeen

4) kun on aihetta epäillä laitteen toiminnan häiriintyneen tai muuttuneen.

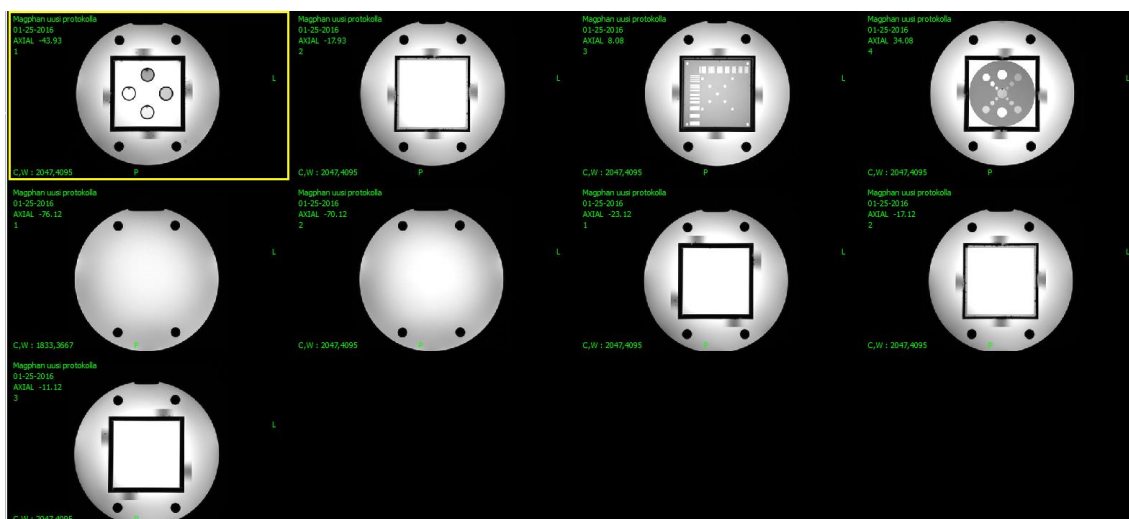
Radiologisella laitteella tarkoitetaan röntgentoiminnassa, isotooppitoiminnassa tai sädehoidossa käytettävää laitetta apulaitteineen, varusteineen ja välineineen (3, 32).

Toisin kuin esimerkiksi röntgenkuvauslaitteille, magneettikuvauslaitteille ei ole laissa säädeltyä laadunvarmistustoimenpiteitä. Magneettikuvauslaitteiden osalta pyritään kuitenkin mahdollisimman samankaltaiseen laadunvarmistustoimintaan, mitä röntgenkuvauksesta on säädetty. Sähkömagneettisista laitteista on kuitenkin EU-säädöksiä, mutta niitä tehdessä ei huomioitu magneettikuvauslaitteita. Oulun yliopistollisessa sairaalassa magneettikuvauslaitteille pyritään ottamaan laadunvarmistuskuvat fantomista joka kuukausi. (4.)

3 AINEISTO JA MENETELMÄT

3.1.1 Fantomista saatavat kuvat

Fantom on radiologiassa käytettyjen kuvantamislaitteiden laadunvarmistukseen käytetty laite. Sitä kuvataan, jotta saadaan samanlaisesta kuvattavasta vertailukohtia saaduille arvoille. Fantom on ontto esine, jonka sisällä on nestettä ja kuu-
tio, joka sisältää levyjä. Levyt saadaan kuvattua näkyviin käyttämällä eri leikepak-
suuksia. Käyttämämme fantomin sisällä oli 10 prosenttia kuparisulfaattia sisäl-
tävä vesiliuos (4). Kuvassa 1 on kuvakaappaus Artiscan-ohjelmasta.



KUVA 9 Kuvakaappaus Artiscan ohjelmasta

Kuvasta nähdään, kuinka kuvat näkyvät oikein. Ensimmäisestä kuvasta tarkas-
tellaan kontrastiasteikkoa (contrast scale), toisesta ja kolmesta viimeisestä ku-
vasta mitataan leikkeen sijaintia (slice position) ja leikepaksuutta (slice thickness)
sekä leikeväli (inter-slice distance). Kolmas kuva on suurikontrastista asteikkoa
(high contrast scale) esittävä kuva, joka oli osissa kuvissa väärinpäin. Neljäs kuva
mittaa alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittausta (low contrast resolutionia), joka
on 90 astetta väärässä kulmassa. Ohjelma osaa kuitenkin lukea kuvasta saatavat
arvot oikein. Viidennestä ja kuudennesta kuvista, joissa ei ole neliötä keskellä,

mitataan kohinaparametreja (noise parameters) ja kuvan tasaisuus (image uniformity). (5.)

3.1.2 Kuvausparametrit

Laadunvarmistuskuvissa kuvataan T1- ja T2-painotetut kuvat. Pitkittäinen tai niin sanottu T1-relaksaatioaika mittaa, kuinka nopeasti vety-ytimet asettuvat B0-magneettikentän suuntaisesti virityksen jälkeen. Kirkkaana näkyvät esimerkiksi aivokuori, rasvakudos ja maksan osat. Pääsääntöisesti kirkkaana näkyy kudos, jossa on lyhyt T1-relaksaatioaika. (6.) T2-relaksaatioaika mittaa kuinka nopeasti vetyytimet epävaiheistuvat toisiinsa nähden. Välittömästi 90° Rf-virityspulssin jälkeen kaikki vety-ytimet ovat samassa vaiheessa ja presessoivat Larmor-taajuudella. Osa ytimistä kuitenkin liikkuu toisia nopeammin, sillä ne luovuttavat energiaa toisille spineille. Nämä vety-ytimet epävaiheistuvat. Kuvasta näkyy kirkkaana turvotus, tulehdus, valkoinen materia aivoissa ja erityisesti nesteet, kuten vesi, veri ja aivo-selkäydinneste. Pääsääntöisesti kirkkaana näkyy kudos, jossa on pitkä T2-relaksaatioaika. (7.)

3.1.3 Tiedostomuoto

Lääketieteessä otettuja kuvia tallennetaan digitaalisena Dicom-muotoon. Dicom on lyhenne sanoista Digital Imaging and Communications in Medicine (8). Se eroaa muista kuvaformaateista keräämällä tiedot aineistoihin. Dicom sisältää siis kuvan lisäksi tietoja esimerkiksi potilaasta, laitteesta ja kuvan koosta. Tiedostoja käsiteltäessä ja siirrettäessä tulee huomioida potilastietojen siirtyminen. Dicomia käytetään, jotta saataisiin standardisoitua kuvauslaitteet, työpisteet, serverit ja kuvien tallennus (8). Tässä työssä käytetyt Dicom-tiedostot eivät sisältäneet oikeita potilaiden tietoja.

3.2 Käytetyt ohjelmat

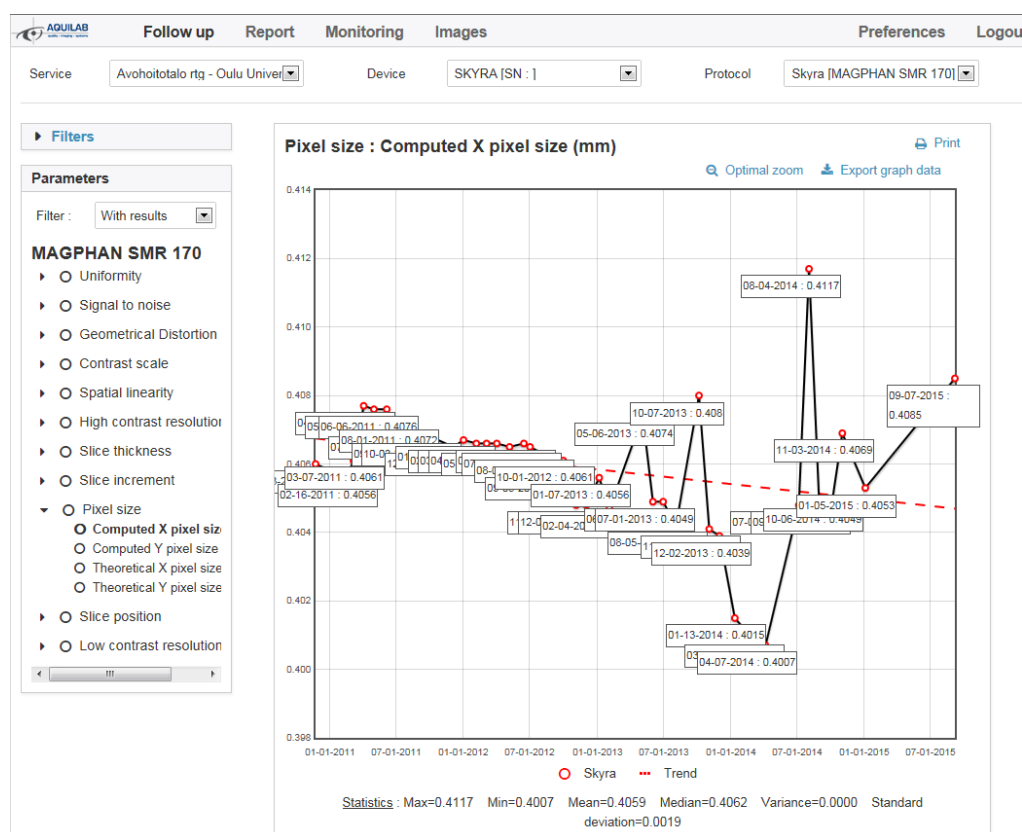
Dicom-tiedostoja ei voi avata suoraan tietokoneella, vaan tarvitaan erillinen ohjelma. Käytin työssä ImageJ-ohjelmaa (9) ja Matlabia. ImageJ aukaisee kuvat näkymään ruudulle ja lukee header-tiedot, eli näyttää lähes kaiken tiedon Dicom-

tiedostosta. Matlabilla saadaan myös tiedoston sisältämä data avattua kokonaisuudessaan. Artiscan lukee arvot suoraan ohjelmaan lasketulla koodilla kuvista.

3.2.1 Artiscan

Artiscan on integroitu ohjelma, jota käytetään lääketieteessä käytettyjen laitteiden ja kuvantamislaitteiden laadunvarmistukseen. Artiscanilla on mahdollista analysoida myös esimerkiksi sädehoidon laitteita, mutta OYS:ssa Artiscania ei käytetä siihen. Kontrollit ajetaan automaattisesti analysoimalla fantomista otettuja kuvia ja kvantifoimalla suuri määrä arviointiparametreja (10 s.3).

Ohjelmasta voi avata nettisivun, josta näkyy kaikki mittaustulokset koottuna esimerkiksi kuvaajana, josta alla olevassa kuvassa 2 on näkymä. Sivustolle tulee kirjautua.



KUVA 10 Näkymä Aquilabin selainsovelluksesta.

Nettisivuilla on myös mahdollista Report-välilehdellä seurata yhden kuvauksen arvoja. Arvot on esitetty taulukoissa. Kuvat, joista ohjelma laskee arvot, on esitetty tulosten vieressä. Laitteille voidaan syöttää toleranssiarvoja, jotka muokkaavat taulukon kenttiä siten, että kun joku arvo siirtyy toleranssin ulkopuolelle, muuttuu taulukon väri. Vihreä väri tarkoittaa, että arvot ovat toleranssien sisäpuolella, keltainen tarkoittaa hyväksyttäviä arvoja ja punainen väri merkitsee arvot, jotka ovat toleranssien ulkopuolella. (11, s. 37–38.)

3.2.2 Matlab

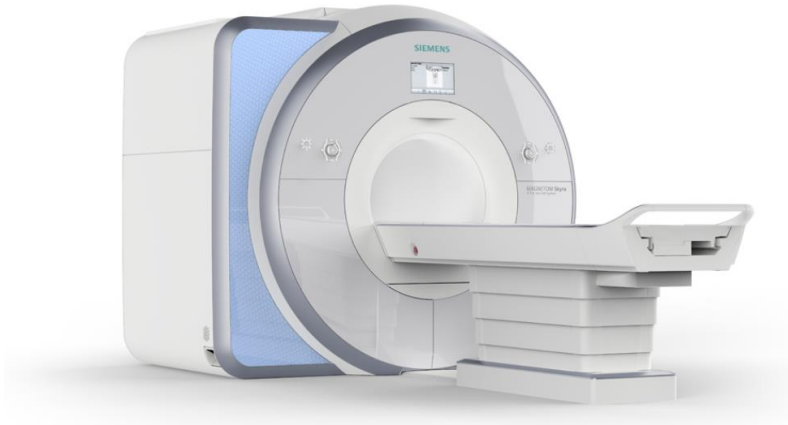
Matlab on ohjelma, jota käytetään numeeriseen laskentaan. Tässä työssä muokasin Matlabilla Dicom-tiedostomuotoisia magneettikuvia. Matlabilla käänsin Dicom-kuvia ja muokasin niiden sisältämää informaatiota. Matlabissa koodi kirjoitetaan joko tallennettavaan Matlab-tiedostoon tai komentoriville. (2.)

Komennot, joilla Dicom-tiedostoja avataan ja käsitellään, eivät olleet tuttuja eikä aikaisempaa kokemusta ei ollut. Kaikki tarvittava tieto ja komennot tiedostojen muokkaamiseen löytyivät selaamalla muiden käyttäjien keskusteluja Matlabin keskustelupalstoilta.

3.3 Laitteet ja tarvikkeet

Syötetyt kuvat oli otettu Siemens Magnetom Skyralla (12.), GE Mobile Signa HDX1.5T:lla (13.), GE Optima MR450W:lla (14.) ja GE Signa Infinity Twinspeedilla (15).

Magnetom Skyra on Siemensin valmistama magneettikuvauslaite. Kentän voimakkuus on 3 teslaa. Magneetin pituus on 163 cm. Painoa laitteistolla on 7,3 tonnia. (12.) Kuvassa 3 on kuva magneettikuvauslaitteesta Skyra.



KUVA 11 Magnetom Skyra (12)

GE Mobile Signa HDX1.5T on rekassa sijaitseva Signa HDX 1.5T GE Healthca-
ren valmistama magneettikuvauslaite, jonka magneettikentän voimakkuus on 1,5
teslaa. (13.) Oulun yliopistollisessa sairaalassa tätä yhdistelmää kutsutaan rek-
kamagneetiksi. Kuvassa 4 on Signa HDX 1.5T.



KUVA 12 Ge Mobile Signa HDX1.5T (13)

GE Optima MR450W on GE Healthcaren valmistama magneettikuvauslaite. Ken-
tän voimakkuus 1,5 teslaa. (14.) Kuvassa 5 on Optima MR450W.



KUVA 13 Optima MR450W (14)

Twinspeed -laite on käytöstä poistettu, GE Healthcaren valmistama magneettikuvauslaite. Kentän voimakkuus 1,5 teslaa. (15) Kuvassa 6 on Twinspeed.



KUVA 14 Twinspeed(15)

3.3.1 MAGPHAN SMR170

Käyttämämme fantom oli mallia Magphan SMR170 (16). Sillä voidaan mitata kohinaparametreja, kuvan yhdenmukaisuutta, geometristä vääristymää, lineaarisuutta, pikselikokoa, kontrastiasteikkoa, leikkeen asentoa, leikepaksuutta, leikkeen sijaintia, korkeakontrastiresoluutiota ja alhaisen kontrastin erottelukykyä. (11.) Kuvassa 7 on käytetty fantom

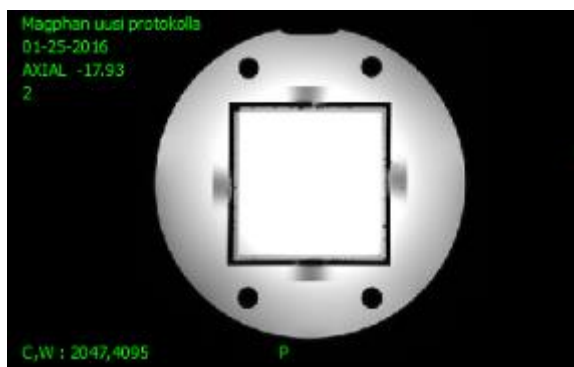


KUVA 15 Magphan SMR170

3.4 Työssä tarkasteltavat arvot

Kuvan yhdenmukaisuus (Image Uniformity) vertaa, miten paljon yhdenmukaisuus toteutuu eri puolilla kuvaa prosentteina. Ohjelma vertaa kuvaa eri puolilta, kuten oikeaa- ja vasenta puoliskoa ja ylä- ja alaosaa. Signaali-kohinasuhteella mitataan radiologiassa, kuinka paljon tietyssä kuvassa on todellista signaalia halutussa kohtaa ja sitä vasten kohinaa. Yksikkö on desibeli. (17.) Artiscan ei kuitenkaan käytä desibelejä arvona, vaan ohjelmassa SNR esitetään yksiköttömällä arvolla (4).

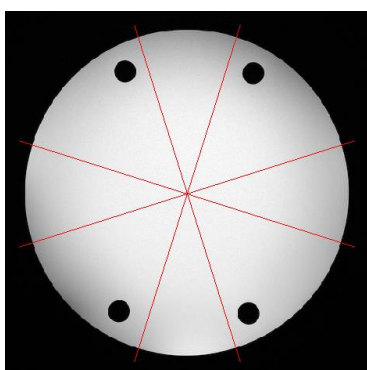
Signaali-kohinasuhde on jaettu moneen eri osa-alueeseen sijainnin mukaan. Esimerkiksi arvoja on vasemman-, oikean-, ja keskialueen signaali-kohinasuhde. Tässä työssä tarkastellaan pääalueen signaali-kohinasuhdetta, joka mitataan kuvassa 8 näkyvän laadunvarmistuskuvan sisällä olevasta neliöstä. Artiscan laskee signaali-kohinasuhteen kahden kuvan välisen eron mukaan. Kuvat on otettu eri hetkinä. (5.)



KUVA 16 Signaali-kohinasuhteen laadunvarmistuskuva

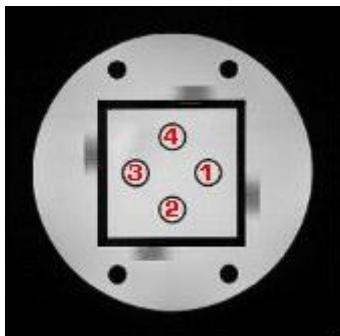
Signaali-kohinasuhde lasketaan vertaamalla halutun kohdan tehoa, tässä tapauksessa neliön sisällä oleva pääalue, kohinan tehoon ja ottamalla tuloksesta kymmenkantainen logaritmi. (17.)

Geometrinen vääristymä (Geometrical Distortion) mittaa vääristymää, skaalausta, maksimaalista halkaisijan virhettä ja keskiarvoista halkaisijaa. Ohjelma laskee arvot fantomin koko koosta, ei pelkästään levyistä samoin kuin muissa kuvissa. Tuloksissa on laskettu versio ja odotettu versio. Työssä halkaisijan keskiarvon laskemisessa oli joissakin laitteissa virheitä, joten tätä arvoa tarkasteltiin tarkemmin. Laite laskee 8 eri halkaisijaa eri kohdista fantomia kuvasta 9 ja laskee näiden lukujen keskiarvon. (5.)



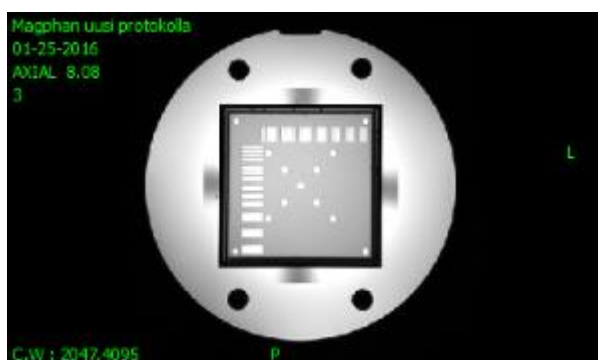
KUVA 17 Geometristä vääristymää kuvaava laadunvarmistuskuva

Kontrastiasteikko tarkastelee harmaan eri sävyjä. Se mittaa kuvassa näkyvien ympyröiden sisältä harmaiden arvoja ja keskihajontaa. Harmaan arvot vaikuttavat kuvassa näkyviin kontrasteihin. Eri tiheyksiset kudokset näkyvät kuvissa hieman erivärisinä. Kuvassa 10 on harmaasävyjä kuvaava laadunvarmistuskuva, jossa nähdään neljä ympyrää. Näistä ympyröistä mitataan harmaan sävyt. (5.)



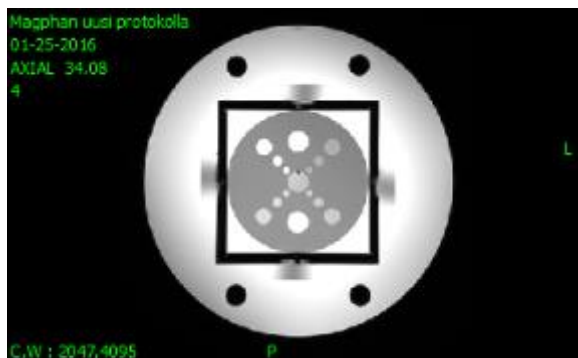
KUVA 18 Kontrasti asteikon laadunvarmistuskuva

Korkean kontrastin resoluutio (high contrast resolution) ilmaisee resoluution ja arvioida, kuinka pieniä kohteita on luotettavaa havainnoida kuvantamisjärjestelmällä. Työssä tutkitaan resoluution alarajaa, jonka yksikkö on lp/cm, mikä tarkoittaa viivaparia per senttimetri. Se kuvaa, kuinka pieniä objekteja kuvasta voidaan erottaa, eli kuinka terävä kuva on (5). Kuvassa 11 on korkean kontrastiresoluution laadunvarmistuskuva.



KUVA 19 Korkean kontrastiresoluution laadunvarmistuskuva

Matalan kontrastin erottelukyvyn mittaus arvioi kuvantamislaitteiston kyvyn erottaa pieniä kappaleita erityisissä alhaisen kontrastin olosuhteissa. Alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittauksen yksikkö on pienimmän hyväksytysti tunnistetun kappaleen halkaisija annetussa syvyydessä. (5.) Kuvassa 12 on alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittauksen laadunvarmistuskuva.



KUVA 20 Alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittauksen laadunvarmistuskuva

4 LAATUUN MAHDOLLISESTI VAIKUTTAVAT VIAT

Työn ideana oli selvittää, näkyykö laitteiden huollot ja viat parametrien muutoksina ja tutkia voitaisiinko vikoja ennustaa. Jotta tutkimusta voidaan tehdä, täytyy tietää viat ja vikojen ajankohdat.

4.1 Laitteiden viat

Twinspeed-laitteessa jäähdytinneste oli vuotanut koneen sisälle. Nestettä oli päässyt kertymään koneen kuoren sisään siten, että se ei valunut sieltä ulos. Tästä johtuen vuotoa ei ollut huomattu eikä paikallistettu. Ensimmäiset ongelmat tapahtuivat 30.12.2010, jolloin kompressorin alta oli löydetty nestettä. Vika oli virtausmittarissa ulostulopuolella. Huoltotoimenpiteenä oli tyhjennetty mittarin letku ja klemmari kiristetty. Ei ole varmuutta, liittyykö vuoto tutkittavaan vikaan. 26.9.2011 heliumkompressori oli pysähtynyt aamuyöllä. Laite oli antanut hälytyksen glykolin alarajasta. Glykolia lisättiin noin 10 litraa. Vuotoa ei havaittu. Myös 26.10.2011 glykolia oli lisätty 10 litraa.

Vuoto huomattiin jäähdytysnesteen jatkuvan vähenemisen takia. Vuodon paikka on huomattu 3.11.2011. Yöllä oli jouduttu lisäämään 10 litraa glykolia laitteeseen ja lisäyksen yhteydessä havaittu, että laitteesta ja laitteen ympärillä oli keltaista nestettä. Pöytä purettiin ja nesteet imettiin pois ruiskuilla. Huollossa vaihdettiin RF-kela, RF-shield, gradienttikaapeli split ja etulevy. Kaikkien huoltojen jälkeen laite saatiin tuotantokuntoon 17.11.2011.

Optimassa oli asennuksen yhteydessä laitettu vääränlainen vikavirtasuojaj, joka aiheutti toimintahäiriöitä, esimerkiksi laitteen sammumista vikavirtasuojan lauetessa. Tarkkaa ajankohtaa vialle ei saatu, mutta koska vikavirtasuojan asennus on tehty laitteen asennuksen yhteydessä, voidaan tarkastella ensimmäisiä kuvauksia.

4.2 Fantomin vika

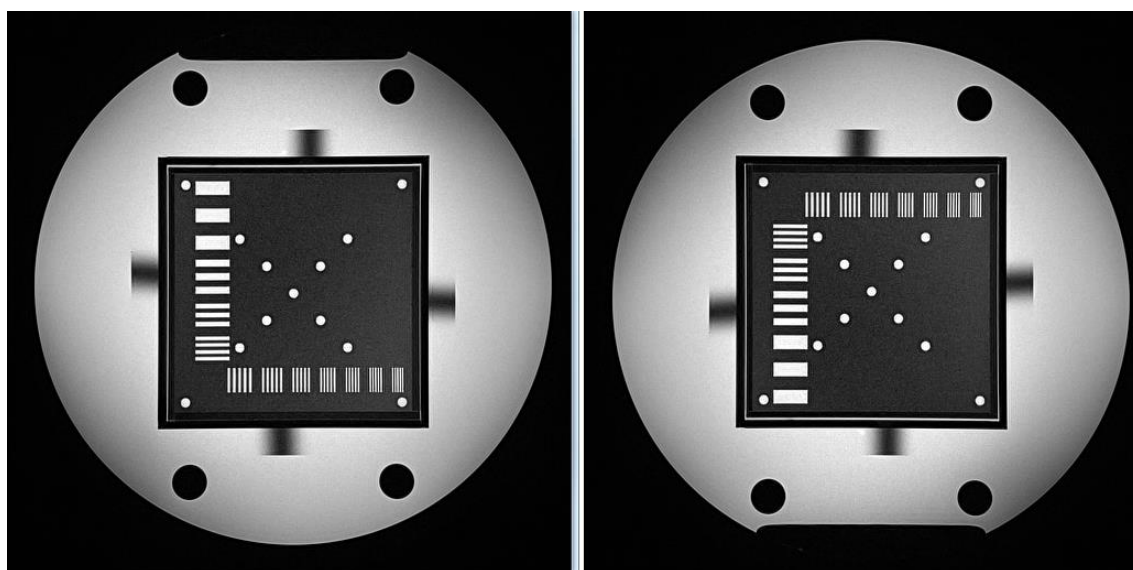
Fantomissa ollut korkea kontrastiresoluutiota kuvaava levy oli väärinpäin. Tämän takia Artiscan ei osannut lukea kuvia oikein. Koska kuvat käännettiin, väärinpäin olevia kuvia ei tarvitse sen enempää analysoida.

Fantom oli ilmeisesti pudonnut jossakin vaiheessa. Sisällä olevat kiinnikkeet olivat rikki ja levyt pysyivät juuri ja juuri kiinni. Huollossa väärinpäin ollut levy oli käännetty oikein päin. Fantom oli huollettu ja seuraavassa kuvauksessa huomattiin, että se vuotaa. Neste oli vuotanut tyynylle. Fantom korjattiin sairaalafyysikon toimesta laittamalla pikaliimaa kuoren ulkopuolelle vuotavaan kohtaan ja lisäämällä nestettä.

5 TULOKSET

5.1 Väärinpäin olevat kuvat

Osa kuvista oli väärinpäin, joten ne täytyi ensin kääntää. Fantomin sisällä oleva levy, joka mittaa korkeaa kontrastiresoluutiota, oli väärinpäin. Alun perin kuva oletettiin olevan 90 astetta myötäpäivään kääntynyt, mutta käännetyyn kuvan nähtyämme jälkeen huomasimme, että se onkin peilikuvana. Kuva saatiin käännettyä myötäpäivään 90 astetta komennolla `imrotate(Y, -90)`. Astemäärää muutamalla saadaan automaattisesti muutettua tarvittaessa käännön määrää. Tämän vuoksi kuva oli peilikuvana verrattuna oikein saatuun kuvaan. Kuvassa 13 näkyy väärinpäin ollut kuva ja Matlabilla oikeinpäin käännetty kuva.



KUVA 21 Kuvat väärinpäin olevasta levystä ja oikeinpäin olevasta levystä.

Dicom-tiedoston data piti ensin hakea kansioista komennolla määrittelemällä se. Tämä onnistuu käyttämällä `info = dicominfo('IMG00004')`-komentoa, joka määrittää väliaikaisesti kuvan sisältämän datan muuttujan "info" alle. Myö-

hemmin koodissa kuvaan voi viitata sanalla info. Seuraavaksi kuva luettiin komennolla `dicomread`. Komennon `figure, imshow(Y, [])` avulla kuva saadaan tulostettua näytölle. `Y2 = flipdim(Y,1)` komennolla kuva käännetään peilikuvaksi ja se saadaan varmistettua tulostamalla käännetty kuva näytölle `figure, imshow(Y2, [])`. (18.) Kuvista tallennettiin jokaiseen otannan kansioon `rotatedimg` niminen tiedosto, joka on kopio kansiossa olevasta Korkean kontrastin resoluutio kuvasta, mutta kuva on peilikuvana.

5.2 Dicom-tiedostojen tiedon säilytys

Kuvan kääntämisen jälkeen ongelmaksi paljastui Dicom-tiedoston sisältämän informaation muuttuminen tallentaessa kuvaa. Jotkin osiot kuvan informaatiosta joko muuttuivat tai katosivat kokonaan. Kadonneet tiedostot olivat Private-alkuisia rivejä ja esimerkiksi käytetyn laitteen henkilötunnus, joka on kuin potilaan henkilötunnus, mutta on keksitty ja laitekohtainen. Kuvassa 14 on esitetty alkuperäinen koodi, joka kääntää kuvan 90 astetta ja tulostaa kuvan tiedot väärin.

```
1 - info = dicominfo('IMG00000');
2 - Y = dicomread(info);
3 - figure, imshow(Y);
4 - imcontrast;
5 - Y2 = imrotate(Y,-90);
6 - figure, imshow(Y2);
7 - imcontrast;
8 - dicomwrite(Y2, 'rotatedimg');
```

KUVA 22 Koodi, jossa luetaan, käännetään ja tulostetaan käännetty kuva

Dicom tiedostoissa on private-datoja, jotka ovat laitteen valmistajan toimittamia lisätietoja datasta jota he tarjoavat. Aluksi tallennus tapahtui `dicomwrite('rotatedimg', info)`-komennolla. Kommentoa piti muuttaa, jotta se tallensi kaikki

tiedot, mitä kuvassa. Tämä saatiin onnistumaan lisäämällä koodiin `WritePrivate = true` ja tallennuskomento muutettiin muotoon `dicomwrite(Y2, 'rotatedimg', info, 'CreateMode','copy', 'WritePrivate',true)`. `CreateMode` määrittelee metodin, miten dataa lisätään uuteen tiedostoon, ja `copy` tarkoittaa, että tieto kopioidaan alkuperäisestä tiedostosta. `WritePrivate` on arvo, joka määrittelee kirjoitetaanko private data tiedostoon. Arvon ollessa `true`, kirjoitetaan private data, kun taas arvo on `false`, private dataa ei kirjoiteta. (18.)

Dicom-tiedostot olivat alun perin 12-bittisiä, mutta `dicomwrite`-komento muuttaa tiedostot 16-bittiseksi, sillä Matlab ei tue 12-bittistä tiedostoa. Tällä ei ole merkitystä, kun luetaan kuvia Artiscanilla. Kuvassa 15 näkyy käytetty Matlab-koodi kokonaisuudessaan.

```

1 - info = dicominfo('IMG00004'); % Hakee Dicom kuvan datan kansista
2
3 - Y = dicomread(info); % Lukee kuvan.
4
5 - figure, imshow(Y, []);
6
7
8 - Y2 = flipdim(Y,1); % Kääntää kuvan peilikuvaksi.
9
10 - figure, imshow(Y2, []);
11 - %Y3 = imrotate(Y,-90);% Kääntää kuvaa 90 astetta myötäpäivään.
12 - %figure, imshow(Y3, []);
13
14 - WritePrivate = true;
15
16 - dicomwrite(Y2, 'rotatedimg', info, 'CreateMode','copy', 'WritePrivate',true); % Tallentaa kuvan ja infon dicom muodossa.
17
18 - %tallennettu = dicominfo('rotatedimg');
19 -

```

KUVA 23 Matlabilla tehty koodi

Jätin koodiin alkuperäisen olettamuksen takia tehdyn 90 asteen kääntämiseen käytetyn koodin kommenttina, jos tulevaisuudessa fantomissa oleva levy menee esimerkiksi huollon yhteydessä väärään asentoon. Twinspeed-laitteen kuvia jouduttiin käsittelemään, koska ne eivät olleet yhteensopivia sellaisenaan, Matlabia käyttämällä.

5.3 Kuvaustilanteiden takia poikkeavat arvot

Kuvaustilanteen virheiden takia joissakin parametreissa oli piikkejä. Nämä piikit selvitettiin ensin, etteivät ne olleet minkään tutkittavan vian takia, vaan luultavimmin ne olivat mittaustilanteessa sattuneen virheen, esimerkiksi asettelun takia virheellisiä arvoja harmaasävyjä kuvaavissa mittauksissa. Näitä pyrittiin poistamaan ja havainnoimaan tuloksista, jotta saadaan mahdollisimman selkeä kuvaaja, jossa nähtiin selvästi normaalit arvot. Kuvuaajat olivat koottuina Artiscanin selainohjelmaan.

5.4 Kuvaustilanne

Ensimmäinen kuvaus tapahtui 21.3.2016. Ennen kuvausta fantomia huollettiin. Fantomin sisään oli päässyt ilmaa. Ilmakuplat näkyvät kuvassa ja häiritsevät tuloksia. Ilmakuplia imettiin fantomin sisältä ruiskulla. Kuvaustilaan mentäessä kaikki magneettiset esineet tuli jättää tilan ulkopuolelle, sillä huoneessa on jatkuva magneettikenttä. Fantom asetettiin pään paikalle ja kuvaus kesti noin 30 minuuttia. Kuvausparametreissa oli virheitä, joiden takia kuvaus siirrettiin seuraavaan viikkoon. Kuvissa näkyi myös pieniä ilmakuplia. Kuvaustilanteen jälkeen huomattiin, että fantomissa oli vuoto, joka ilmeisesti johtui mahdollisesta fantomin putoamisesta. Kuvaustilannetta kontrolloitiin tietokoneyksiköstä kuvaustilan ulkopuolelta.

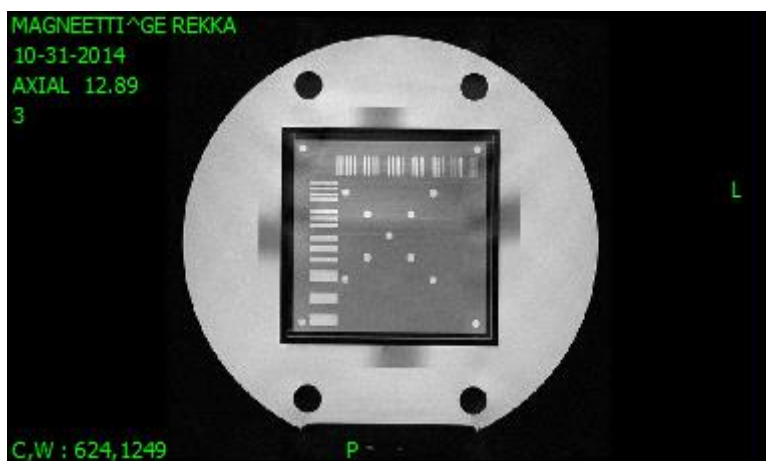
Toinen kuvaus tapahtui 4.4.2016. Siinä kuvattiin vain T1-kuvia, sillä laitteelle oli tulossa potilas kuvattavaksi. Aika ei olisi riittänyt T2-kuviin. Kuvauksessa distortion correctoria, eli vääristymän korjausta. Vääristymän korjaus korjaa geometrisia vääristymiä. Korjauksessa tarkennusviivat asennetaan käsin, jotta saadaan laite tarkentamaan kuvat oikeaan kohtaan. Vääristymän korjauksen yhteydessä harmaasävyt hiukan muuttuivat, kuvien koot kasvoivat ja kappaleiden ympärille muodostui tummia haloja. Tässä opinnäytetyössä ei tutkita, miten käsin tehty tarkennus ja automaattinen tarkennus eroavat tuloksiltaan.

5.5 Laadunvarmistuskuvien syöttö Artsican-ohjelmaan

Laadunvarmistuskuvia on Skyra-koneelle otettu vuodesta 2010. Syötin kuvat käännettyäni korkean kontrastin asteikkoa kuvaavat kuvat oikeinpäin Artiscan-ohjelmaan. Laadunvarmistuskuvissa oli T1- ja T2-painotettuja kuvia. Ensimmäisen syötetyn kuvasarjan jälkeen pystyi tallentamaan protokollan, jota pystyi käyttämään kaikkiin sen sarjan, T1- tai T2-kuvasarjoihin. Poikkeuksiakin löytyi: joissakin sarjoissa oli enemmän kuvia jostakin syystä. Ensin syötin Skyra-koneen T1-sarjan ja sen jälkeen T2-sarjan. T2-sarjaan piti tehdä oma protokolla.

Twinspeed-laitteen T2-painotettujen kuvien lisäämisessä oli ongelmia. Maalis-, heinä-, ja marraskuun kuvissa kuvausparametrit olivat erilaiset verrattuna muihin T2-parametrien kuviin, joten niille joutui tekemään oman protokollan. Kuten edellisen laitteenkin kuvien syötössä, T1- ja T2- kuville tuli tehdä molemmille omat protokollat.

Rekkamagneetin kuvissa oli paljon artefakteja, jonka alkuperästä ei ollut tietoa. Artefakti on yleiskuvaus näkyvälle virheelle, joka ei ole todellinen. Kuvassa 17 nähdään kyseessä olevaa väreilyä.



KUVA 24 Rekkamagneettin kuvissa näkyvä väreily

Optima1-laitteesta ei saatu T2-parametreista tuloksia Artiscanilla. Melkein päjo-
kaisessa kuvauksessa oli käytetty eri arvoja, joten Artiscaniin syötetty protokolla
ei osaa lukea kuvauksia samaan taulukkoon ja niitä ei voi verrata keskenään.

5.6 Twinspeed

Twinspeedista ei ole laadunvarmistuskuvia 7.7.2011 ja 10.7.2011 väliseltä ajalta.
Olisi ollut hyvä saada tietoja tältä ajalta, sillä glykolivuodosta on tullut merkkejä jo
tuolloin.

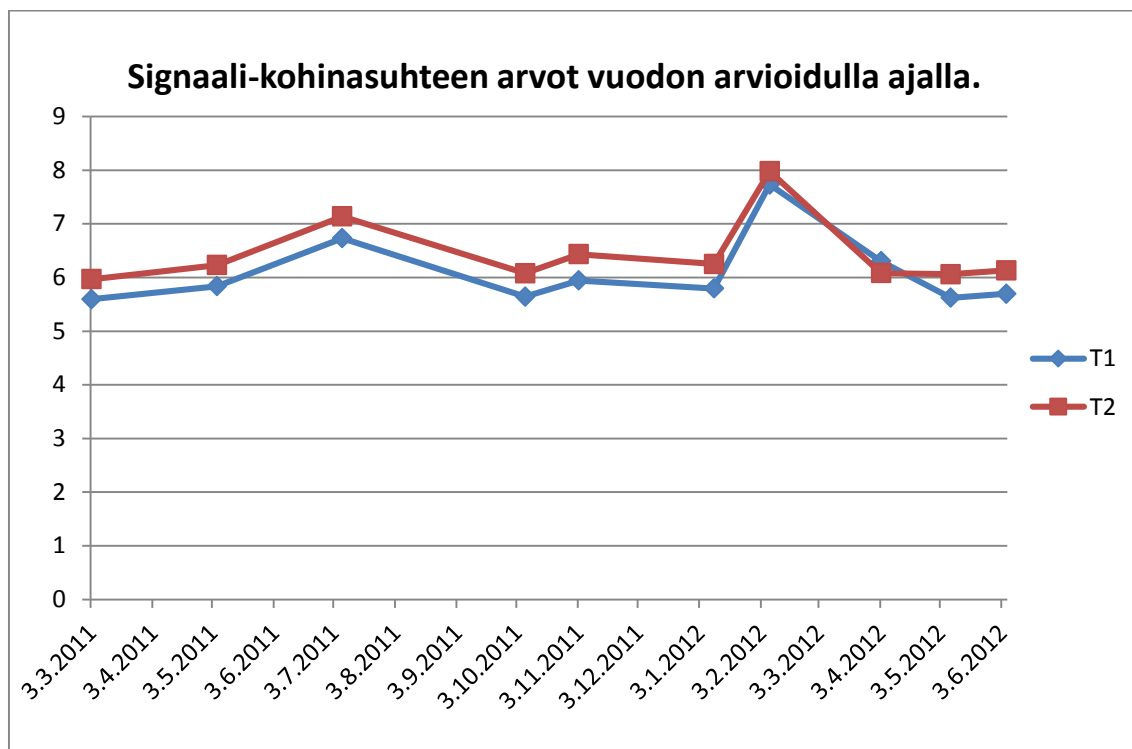
5.6.1 Glykolivuoto

Signaali-kohinasuhteessa ei ole huomattavaan suurta eroa arvoissa. T2-kuvaus-
ten arvot seurailivat T1-mittausten laskuja ja nousuja. Taulukkoon 2 on koottu
signaali-kohinasuhteen arvot vuodon arvioidulla ajalla.

TAULUKKO 2. Signaali-kohinasuhteen arvot vuodon arvioidulla ajalla.

Päivämäärä	T1	T2
7.7.2011	6,7329 dB	7,1387 dB
7.10.2011	5,6428 dB	6,0783 dB
3.11.2011	5,9454 dB	6,4353 dB
10.1.2012	5,7968 dB	6,2529 dB
7.2.2012	7,7323 dB	7,9794 dB

Kuvaajassa näkyy hieman pidemmälle, jotta nähdään hieman laajemmin arvojen käyttäytymistä. Kuvaan 18 on koottu signaali-kohinasuhteen arvot vuoden arvioidulla ajalla.



KUVA 25 Signaali-kohinasuhteen arvot vuoden arvioidulla ajalla.

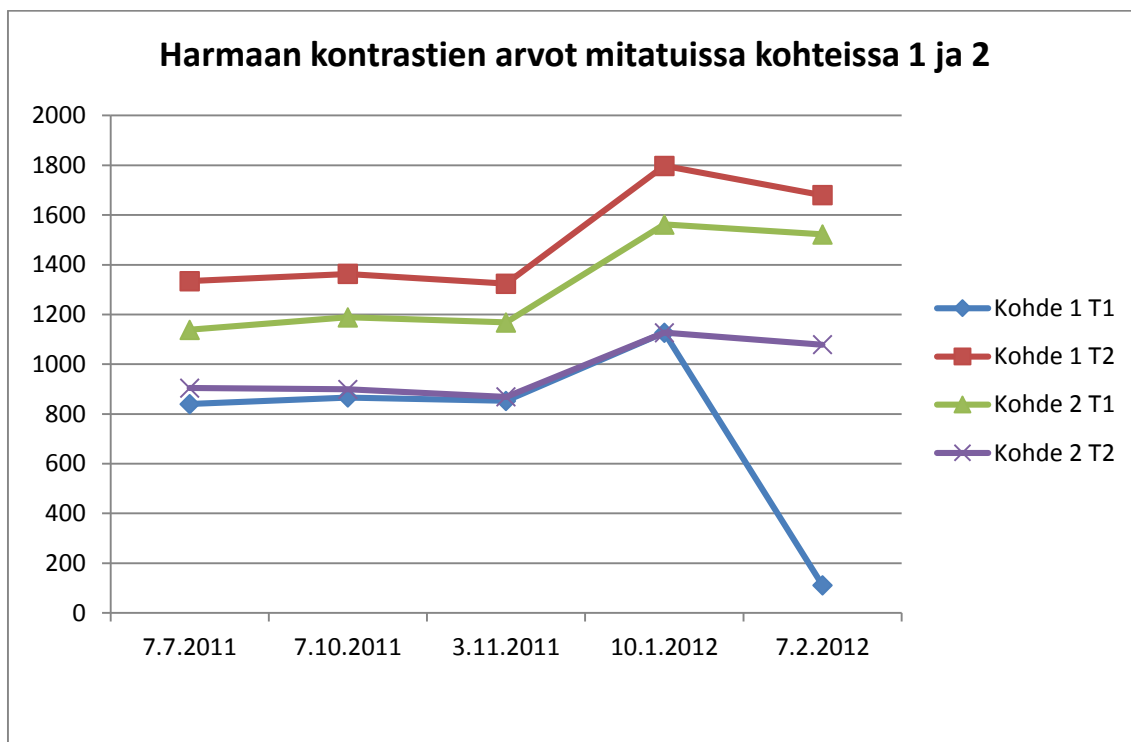
T1 mittauksissa 7.7.2011 arvo on ollut koholla ja se on laskenut 7.10.2011 tehdyssä mittauksessa. Havaintopäivänä 3.11.2011 tehdyn laadunvarmistuksen varmistuksen arvo oli hieman nousussa. 7.2.2012 piikki voi liittyä 9.2. tehdyllä työpyynnöllä, jossa kerrotaan paineiden olleen nousussa. Maaliskuussa 2011 on piikki, jonka yhteydessä heliumkompressorissa ja lämpötiloissa on ollut muutoksia. Tammi-helmikuussa arvoissa on suuri nousu, jolloin helmikuussa on paineissa ollut laskua. Kuvassa 7 on numeroituna, kuinka harmaasävyjen mitatut kohteet sijoittuvat kuviin.

Taulukoissa 3 ja 4 on listattu harmaan kontrastien arvoja mitattuna eri kohteista. T1-arvot ovat kohteiden alapuolella vasemmassa sarakkeessa ja T2-arvot oikeanpuoleisessa sarakkeessa.

TAULUKKO 3. Harmaan kontrastien arvot mitatuissa kohteissa 1 ja 2

Päivämäärä	Kohde 1		Kohde 2	
7.7.2011	839,5204	1334,25	1138,3112	904
7.10.2011	866,4031	1363,0816	1188,4643	898,6888
3.11.2011	852,7194	1323,6939	1168,2908	868,6173
10.1.2012	1126,602	1797,2449	1561,8571	1126,7704
7.2.2012	111,0204	1679,5714	1522,0408	1078,3827

Kuvassa 19 on koottu taulukon 3 arvot kaavioon.

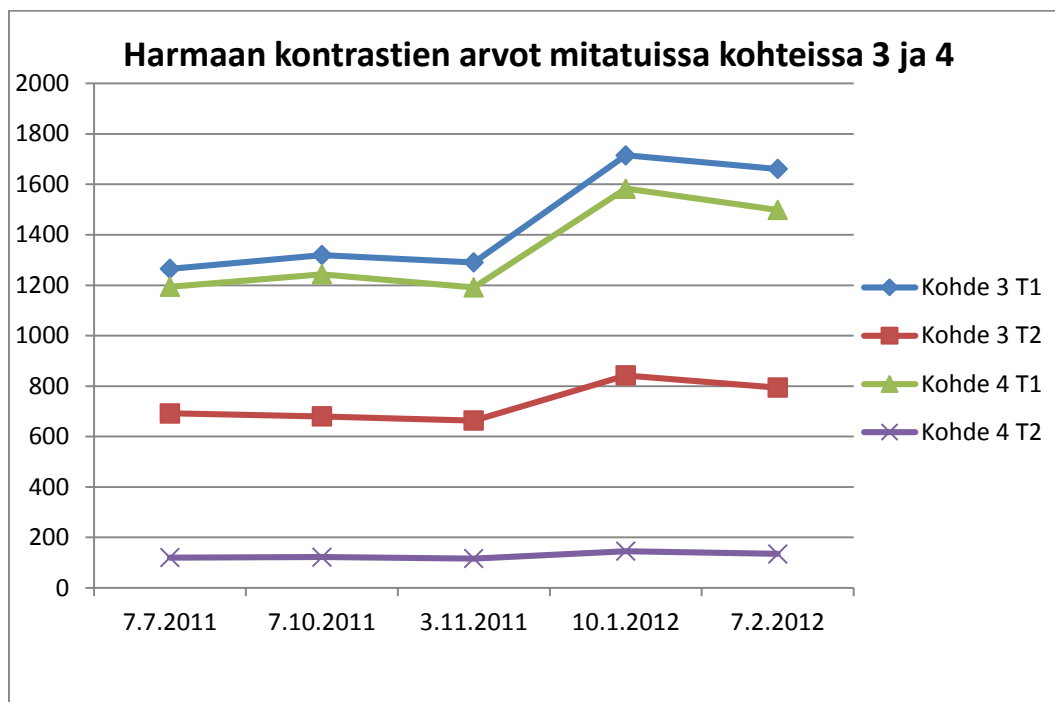


KUVA 26 Harmaan kontrastien arvot mitatuissa kohteissa 1 ja 2

TAULUKKO 4. Harmaan kontrastien arvot mitatuissa kohteissa 3 ja 4

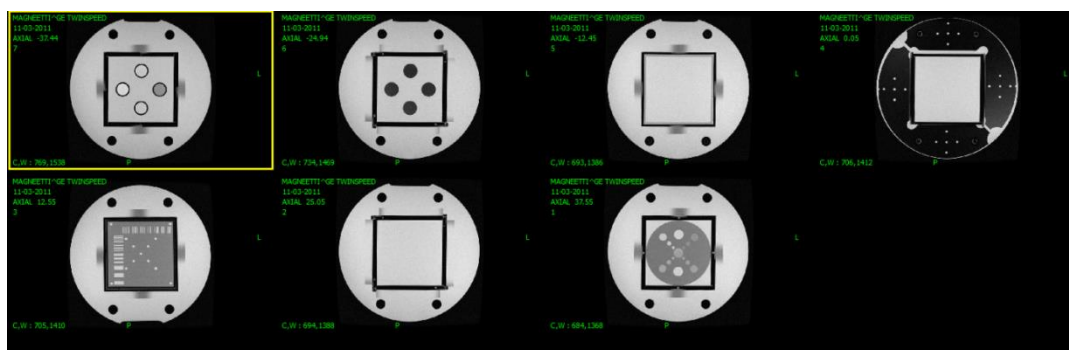
Päivämäärä	Kohde 3		Kohde 4	
7.7.2011	1265,0561	691,8061	1194,1122	119,9949
7.10.2011	1319,3571	679,9541	1243,7806	121,9592
3.11.2011	1290,551	663,5102	1191,2194	116,5051
10.1.2012	1714,8929	842,2602	1582,9133	145,8163
7.2.2012	1661,1582	794,0204	1498,6224	134,8622

Kuvassa 20 on koottu taulukon 4 arvot kaavioon.



KUVA 27 Harmaan kontrastien arvot mitatuissa kohteissa 3 ja 4

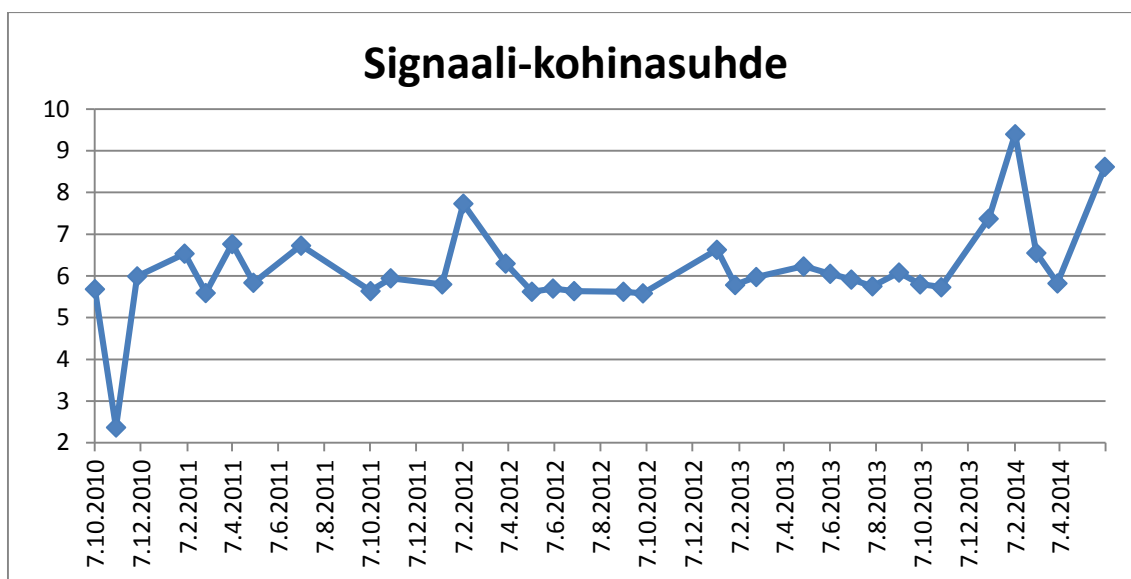
Alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittauksen 0,5 mm, 1 mm ja 2 mm syvyyksien arvot pysyivät tasaisesti 4 mm:ssä. 7.2.2012 oli piikki, jossa 0,75 mm:stä otetussa resoluutiossa arvo oli 6. Kuvassa 21 on laadunvarmistuskuvat, jotka on otettu 3.11.2011



KUVA 28 3.11.2011 otetut laadunvarmistuskuvat

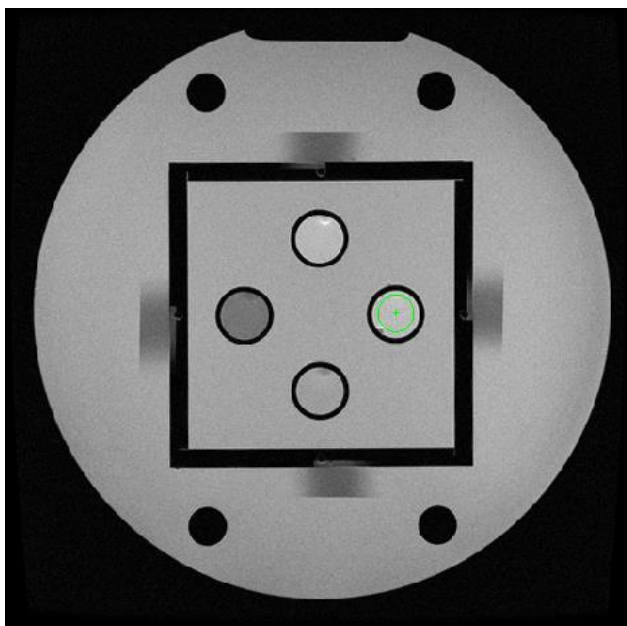
5.6.2 T1-kuvaus

T1-kuvauksen signaali-kohinasuhteessa on nousuja ja laskuja lokakuusta 2010 lokakuuhun 2011. Sen jälkeen on muutama piikki. Helmikuun 2012 piikki voi selittyä 9.2. tehdyllä työpyynnöllä, jossa kerrotaan paineiden olleen nousussa. Tammi- helmikuussa on nousu. Helmikuussa on ollut työpyyntö, jossa on kerrottu laitteessa olevan paineistuksen kanssa ongelmia. Kuvassa 22 on esitetty T1-kuvauksen Signaali-kohinasuhde ajan funktiona.



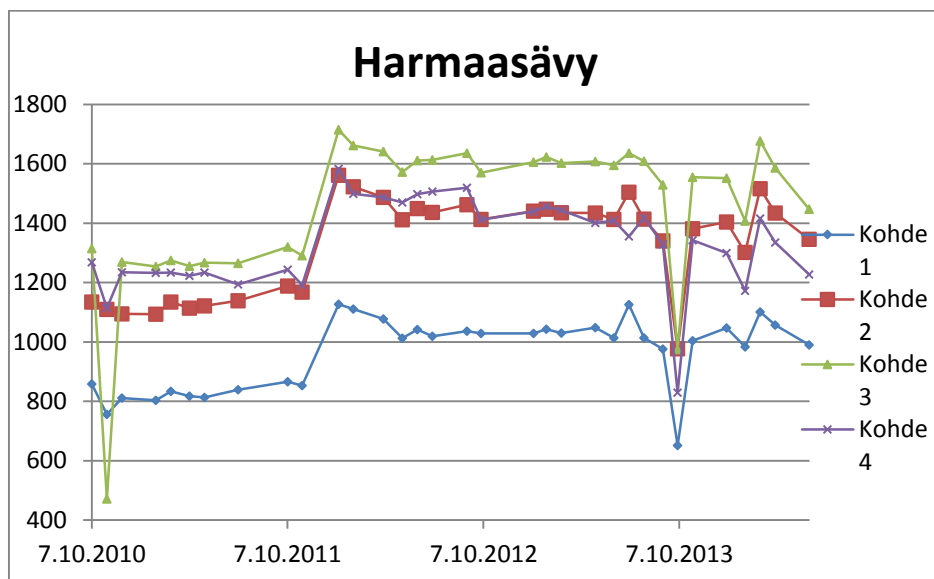
KUVA 29 T1-kuvauksen signaali-kohinasuhde ajan funktiona

Harmaasävyissä on nousu lokakuun 2011 jälkeen, jonka jälkeen arvot pysyvä nousun jälkeisellä tasolla tuloksien loppuun asti. Marraskuussa 2010 on ollut pudotus, joka vaikutti erityisesti kohteeseen 3. Tuolloin kuvissa näkyy ilmakuplia, jotka selittävät pudotuksen. Kuvassa 23 näkyy ilmakuplat.



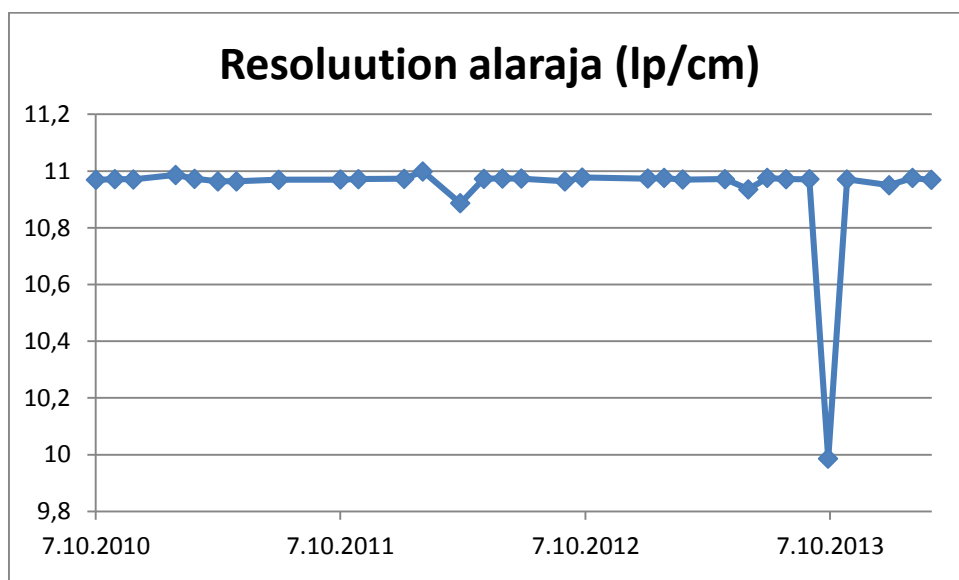
KUVA 30 Ilmakuplia mittauskohteissa

Elokuussa 2010 työhistorian mukaan heliumkompressori on sammunut ja joulukuussa kompressorin alta on löydetty nestettä. Lokakuussa 2013 oli pudotus. Tuolloin on ollut syyskuussa paineiden nousua ja lokakuun 21. päivä huonoja, rakeisia kuvia. Helmikuussa 2014 on tapahtunut pieni pudotus arvoissa, jonka jälkeen maaliskuussa on ollut piikki. Helmikuun puolessavälissä on ollut paineiden laskua. Kuvassa 24 on esitetty Twinspeedin T1-kuvauksen harmaasävyt ajan funktiona.



KUVA 31 Harmaasävyt T1-kuvauksen

Resoluution alaraja-arvot pysyvät tasaisena lukuun ottamatta yhtä pientä pudotusta ja yhtä isompaa pudotusta. Ensimmäinen pudotus on huhtikuun 2012 kuvauksessa. Isompi pudotus tapahtui maaliskuun 2013 mittauksessa. Kuvassa 25 nähdään resoluution alarajan arvot ajan funktiona.

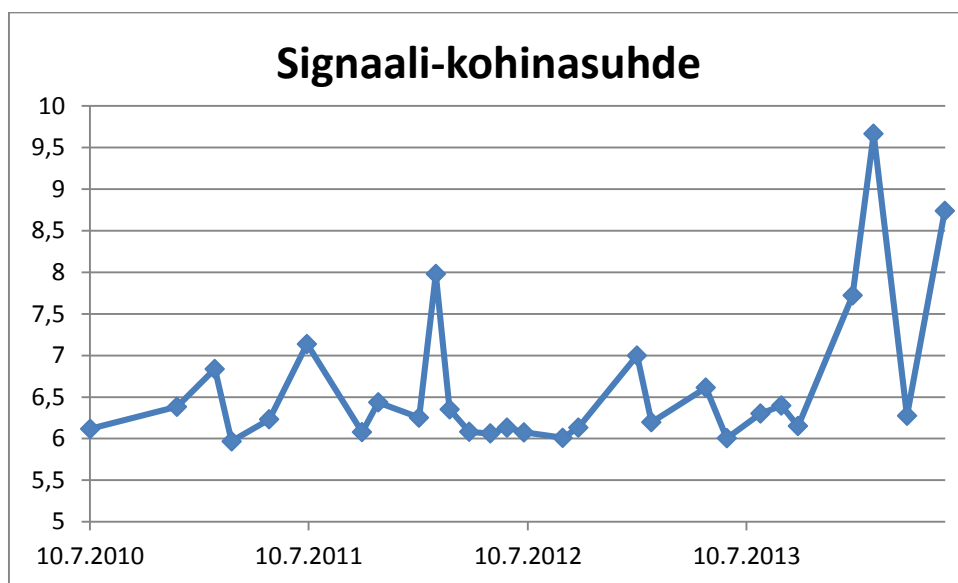


KUVA 32 Resoluution alarajan arvot ajan funktiona.

Alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittauksen 0,5-, 1- ja 2 millimetrin syvyydestä otetuissa arvoissa ei ole muutoksia. Helmikuussa 2012 on 2 mm nousu arvoissa 0,75 mm syvyydestä otetusta arvosta, jolloin on ollut paineiden nousua.

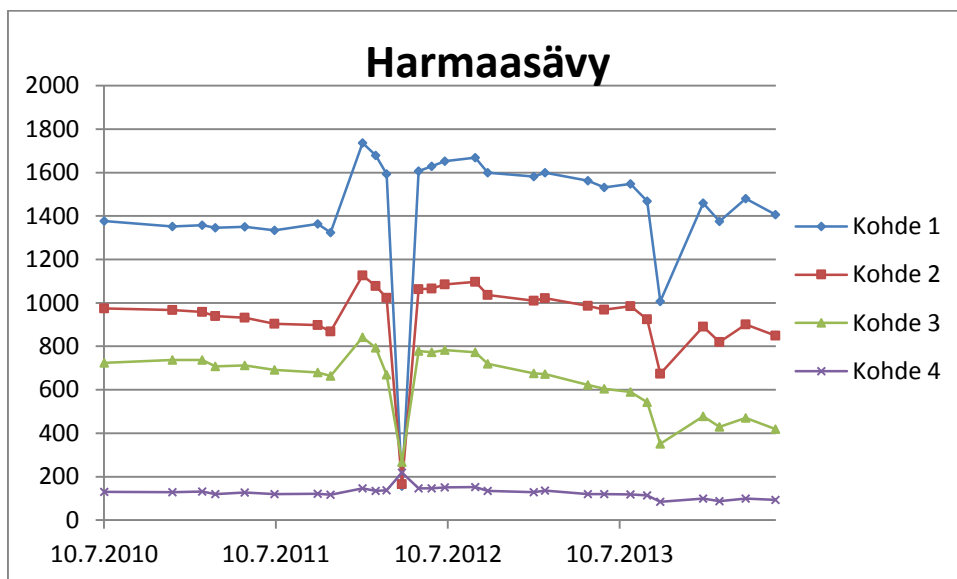
5.6.3 T2-kuvaus

Kuvassa 17 on esitetty signaali-kohinasuhde ajan funktiona. T2-kuvauksen signaali-kohinasuhteessa on nousuja ja laskuja lokakuusta 2010 lokakuuhun 2011. Sen jälkeen on muutama piikki. Helmikuun 2012 piikkiä on pohdittu kappaleessa 5.1.1. Tammi- ja toukokuussa 2013 on noin 1 desibelin piikit. Maaliskuussa on ollut heliumkompressorissa ongelma, mutta se on korjattu jo toukokuuhun mennessä, joten se ei luultavasti vaikuta arvoihin. Tammi- helmikuussa on yhteensä noin 2 desibelin nousua. Helmikuun puolessavälissä on ollut ongelmia paineiden kanssa. Kuvassa 26 on esitetty signaali-kohinasuhde ajan funktiona.



KUVA 33 Signaali-kohinasuhde ajan funktiona

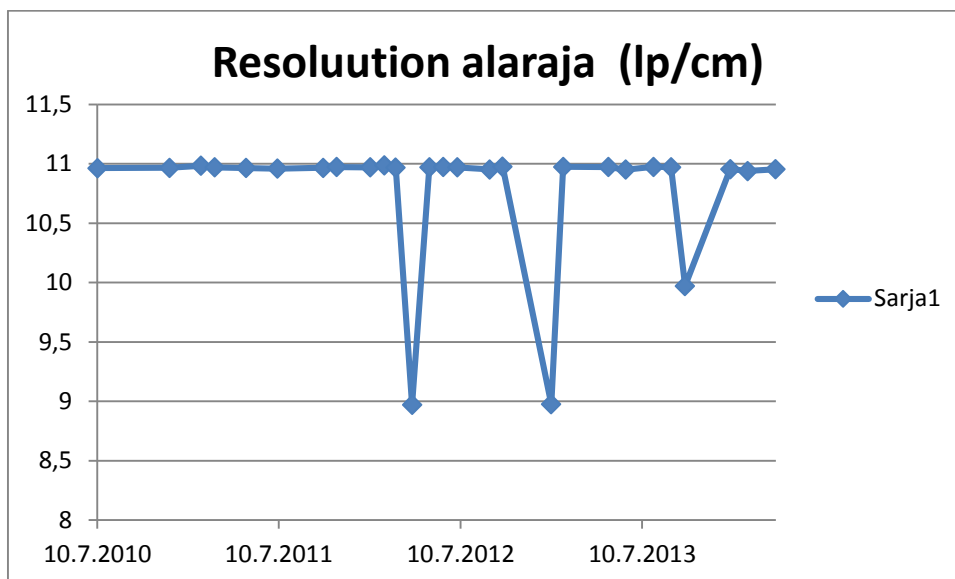
Myös T2-kuvauksien arvoissa tapahtuu nousu lokakuussa 2011. Huhtikuussa 2012 tapahtuu iso pudotus arvoissa. Huoltohistoriassa ei ole huoltopyyntöjä lähi-aikoina. Toinen pudotus tapahtuu lokakuussa 2013 samaan tapaan kuin T1-arvoissa. Kuvassa 27 on esitetty T2-kuvauksen harmaasävyn arvot ajan funktiona.



KUVA 34 Harmaasävyt ajan funktiona

Kuvan 27 arvoissa on piikki 3.4.2012. Tuolloin leikkeet eivät ole sattuneet kuvauksessa kohdalleen, eli kuvat ovat levyjen sisältä. Tämä vaikutti harmaan arvoihin, sekä resoluution alarajaan.

Rajaresoluutiossa kaksi pudotusta, jotka menevät alle 9:n. Nämä pudotukset ovat maaliskuussa 2012 ja tammikuussa 2013. Helmikuussa 2012 on ollut paineiden nousua. Myös T2-kuvauksen resoluution alarajassa on pudotus maaliskuussa 2013. Kuvassa 28 on esitetty resoluution alarajan arvot ajan funktiona.

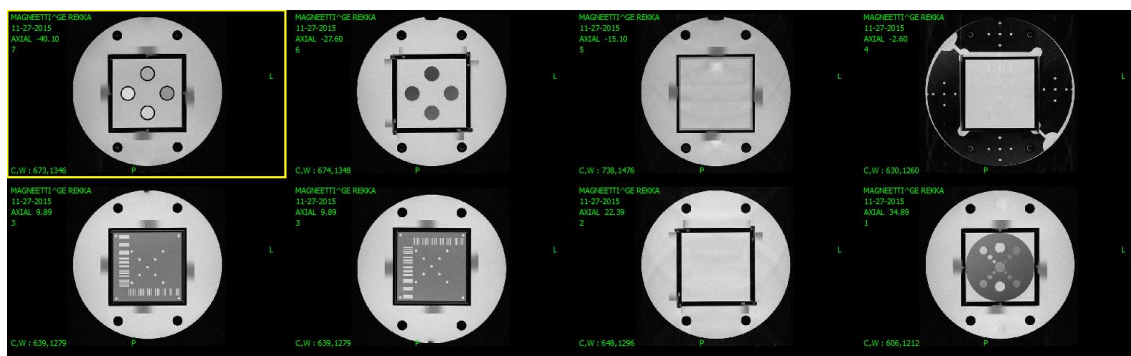


KUVA 35 Resoluution alarajan arvot ajan funktiona.

7.2.2012 on 0,5 millimetrin syvyydestä otetusta resoluutioarvossa nousua 6 millimetriä. Alkuvuodesta 2012 on ollut ongelmia Twinin paineiden kanssa. 0,75 ja 1 millimetrin syvyydessä ei ole vaihtelua normaalista 4 millimetristä. 2 millimetrin syvyydessä on piikki tammikuussa 2013 ja se on suuruudeltaan 2 millimetriä. Toinen piikki on syyskuussa, jolloin arvo nousi 6 millimetriä. Syyskuussa on ollut paineiden nousua.

5.7 Rekkamagneetti

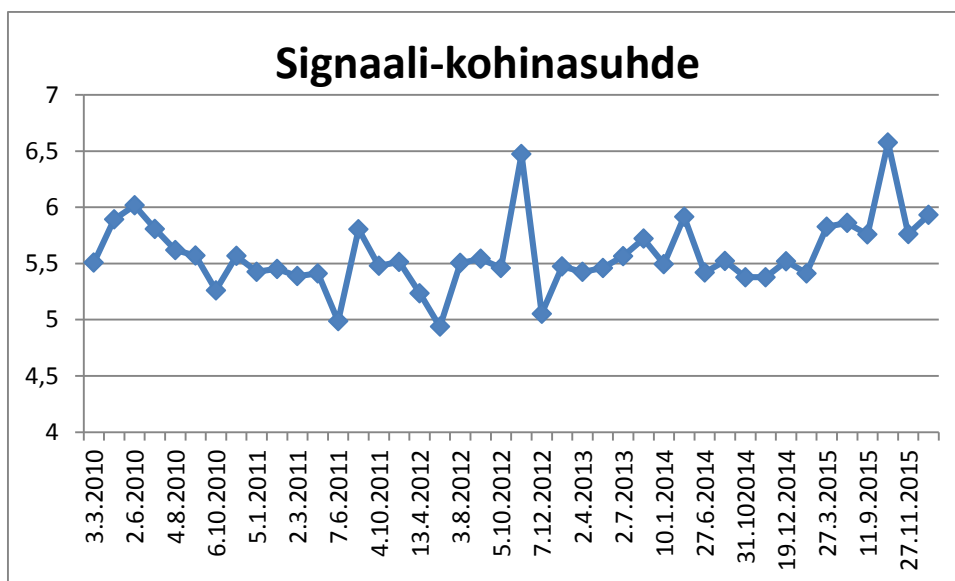
Rekkamagneetin laadunvarmistuskuvien analysoinnin ideana oli selvittää, näkyykö magneetin siirtäminen ja tiellä tapahtuva tärinä arvojen muutoksina ajan myötä. Signaalikohina suhteen kuvaajat olivat todella vaihtelevat. Osasta rekkamagneetin laadunvarmistuskuvia nähdään häiriöitä. Kuvassa 29 on 27.11.2015 otetut laadunvarmistuskuvat, joista ensimmäisen ja toisen rivin kolmansista kuvista nähdään häiriöitä.



KUVA 36 27.11.2015 otetut Rekkamagneetin laadunvarmistuskuvat.

5.7.1 T1-kuvaus

Signaali-kohinasuhteen isoimmat piikit olivat 2.11.2012 ja 30.10.2015. Arvot vaihtelevat paljon. 19.marraskuuta 2012 on tullut huoltoon ilmoitus kylmääpään viasta. Jäähdytysyksikkö ei toimi. Näillä on mahdollinen yhteys. Kuvassa 30 on esitetty rekkamagneetin T1-kuvauksen signaali-kohinasuhde.

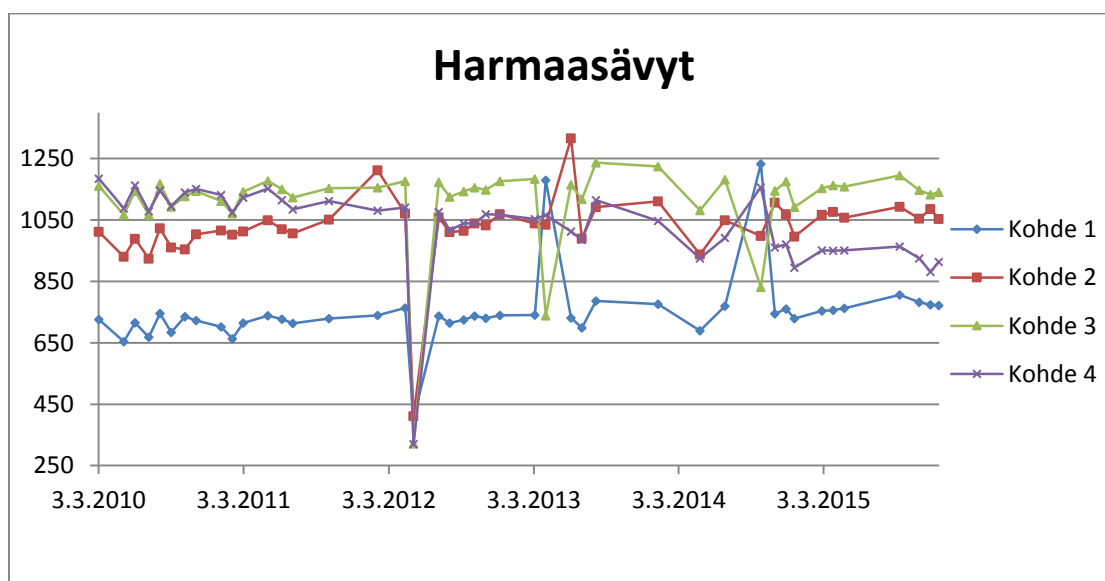


KUVA 37 Rekkamagneetin T1-kuvauksen signaali-kohinasuhde ajan funktiona

Kesäkuussa 2011 ja marras ja joulukuussa 2012 laadunvarmistuskuvissa leikkeet eivät satu kohdalleen samaan tapaan kuin Twinspeedin huhtikuussa 2012

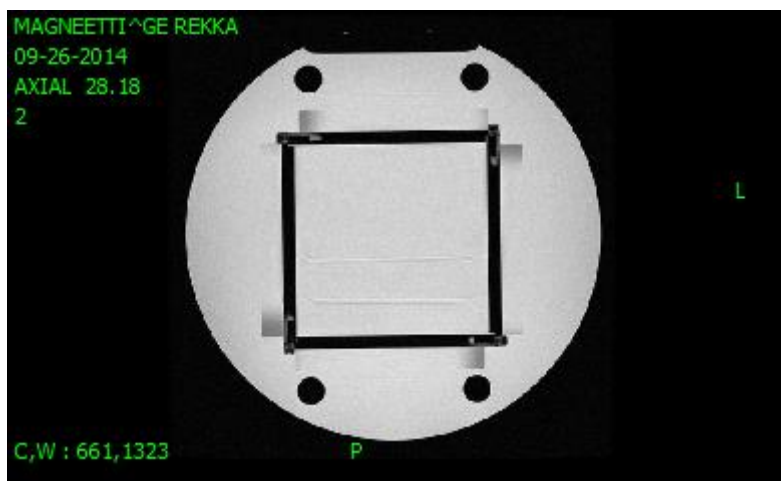
otetuissa laadunvarmistuskuvissa. 2011 kesäkuussa on pudotus arvoissa ja marraskuussa 2012 nousu ja joulukuussa taas pudotus.

4.5.2012 otetuissa jokaisessa harmaasävyyn otannassa todella suuri pudotus. Kyseessä on ohjelman suorittama laskuvirhe. Artiscan näyttää arvot samoihin tasoihin kuin muut mittaukset, mutta nettisivulta ladatuissa arvoissa tämä pudotus jostain syystä näkyy. 2.4.2013 ja 26.9.2014 mittauspisteen 1 harmaasävyyn arvoissa on piikit, joissa nousua on noin 450 yksikköä. Toisessa mittauspisteessä oli kaksi piikkiä, joissa nousua oli 200–300 yksikköä. Kolmannessa mittapisteessä oli taas laskua arvoissa. 2.4.2013 ja 26.9.2014 on noin 300 yksikön piikit. 3.4.2013 on tehty huoltohistorian mukaan työpöytä, jossa kerrotaan pääkuvissa ja kaulakuvissa olleen diffuusiosarjoissa satunnaisesti häiriöitä. Neurovascular-kelassa on ollut vika. Kuvissa ei ollut mitään näkyvää syytä näille arvoille. Kuvassa 31 on T1-kuvauksen harmaasävyyn arvot ajan funktiona.



KUVA 38 Harmaasävyt ajan funktiona

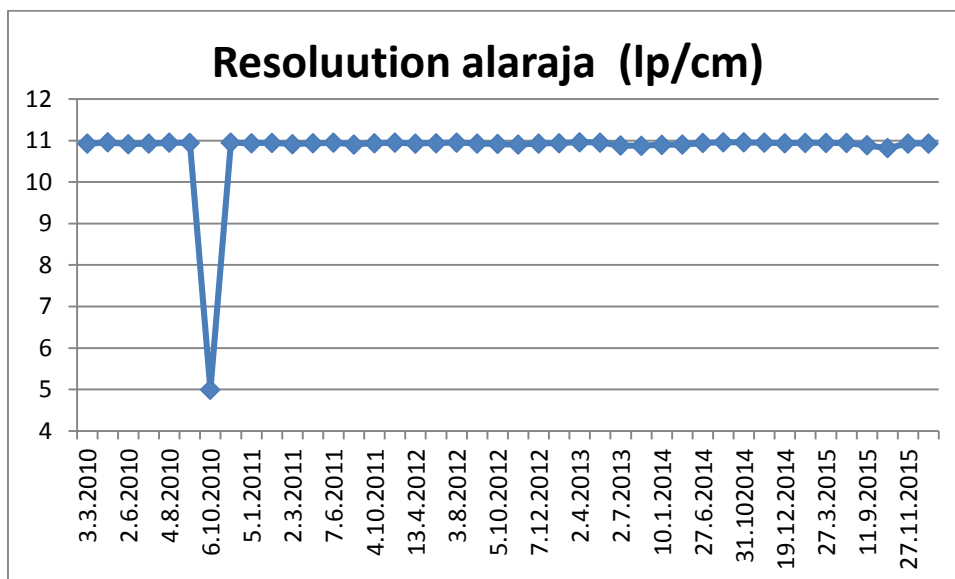
4.6.2013 ja 26.9.2014 otetuissa laadunvarmistuskuvissa on häiriöitä, joista on puhuttu aikaisemmin. Kuvassa 32 on syyskuun 2014 laadunvarmistuskuva, jossa nähdään neliön sisällä näitä häiriöitä.



KUVA 39 Rekkamagneetissa esiintyviä häiriöitä.

Alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittauksen kuvissa vain 2 millimetrin syvyydestä otetusta resoluutiosta on 6 mm piikki 6.10.2010. 22.11.2010 huoltohistorian mukaan ongelmia heliumkompressorissa ja kylmäpäässä. Glykolia oli havaittu lattialla huollon yhteydessä.

Resoluution alarajassa on pudotus 6.10.2010. Lokakuun kuvissa on samanlaisia häiriöitä, joita näkyy kuvassa 32. Marraskuussa 2010 oli havaittu ongelmia heliumkompressorissa ja kylmäpäässä. Kuvassa 33 on esitetty Resoluution alarajan arvot ajan funktiona.



KUVA 40 Resoluution alaraja ajan funktiona

5.7.2 T2-kuvaus

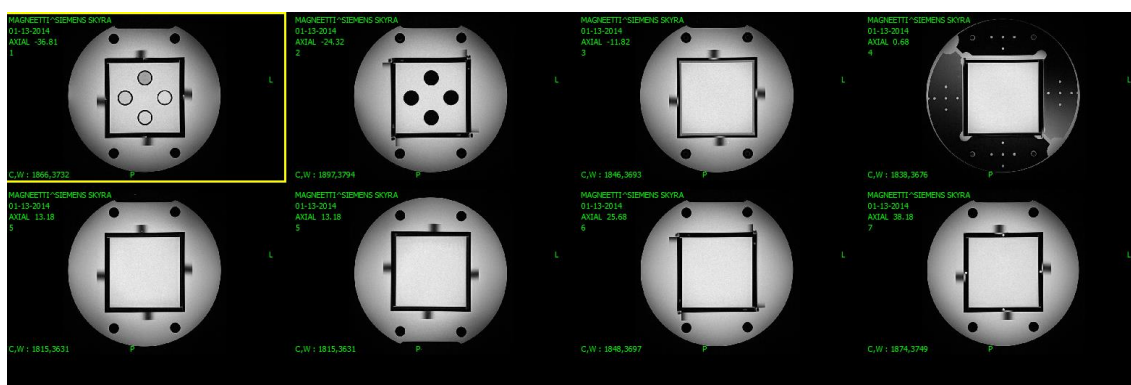
5.5.2010 ja 2.11.2012 isoimmat piikit on signaali-kohinasuhteessa. Arvot vaihtelevat todella paljon, mutta vain noin 1,5 desibelin välillä. Harmaasävyjen 1. ja 2. mittauspisteissä arvot putoavat noin 700 yksikköä. 3. pisteessä on nouseva piikki noin 500 yksikön verran. 4. mittauspisteen arvot pysyvät yhtä poikkeusta lukuun ottamatta tasaisina toisin kuin kolmen muun mittauspisteen tulokset, jotka laskevat tasaisesti. Neljänneistä mittapisteestä löytyy yksi 600 yksikön heitto 2.4.2013. Alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittauksen arvot pysyvät kaikki tasaisesti 4 millimetrissä.

Tammikuussa 2010 ja marraskuussa 2012 on ollut ongelmia jäähdytyslaitteistojen kanssa.

5.8 Skyra

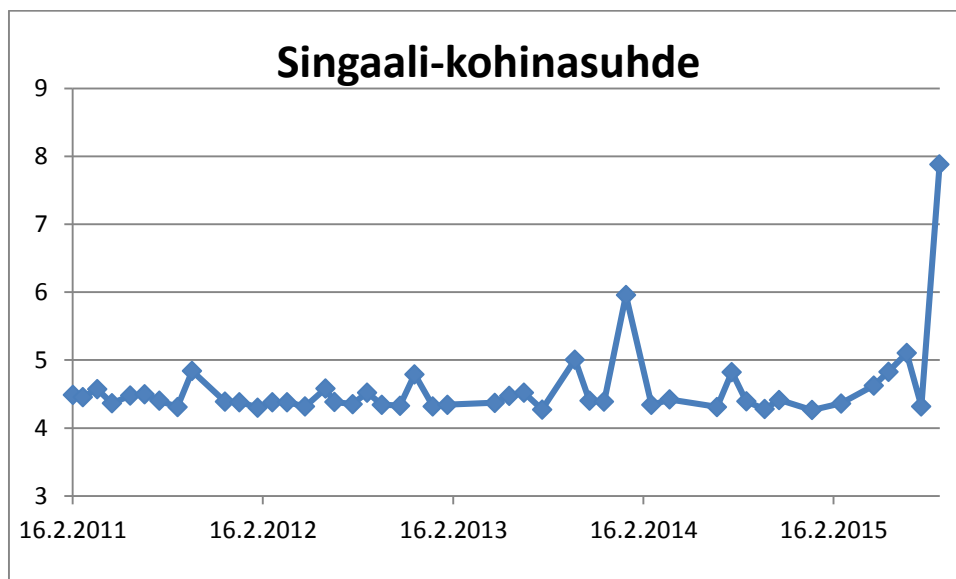
Skyrassa on ollut gradienttivirtakaapelin löystymisestä johtuvaa kipinöintiä, mutta siitä ei löytynyt tietoa huoltohistoriasta. Löystymisen vaikutus siis jäi tutkimatta.

3.10.2011, 3.12.2012, 7.10.2013, 4.8.2014 ja 6.7.2015 signaali-kohinasuhteessa on pienet, noin 0,5 dB suuruiset piikit. Joulukuun 2012 piikin jälkeen 7. joulukuuta on ollut primaariveden lämpötilan laskua. Kylmän veden on epäilty sammuttavan heliumkompressorin. 18. joulukuuta myös ongelmia jäähdytyksen kanssa: gradientin Z anturi GS3 antoi lämpötilahälytyksen. Tammikuussa 2014 tehdyssä laadunvarmistuskuvauksessa signaali-kohinasuhteessa on piikki. Huoltohistorian mukaan fyysikot ovat havainneet gradienttien driftausta helmikuussa. 13.1.2014 ja 7.9.2015 kuviot eivät erotu. Kuvassa 34 nähdään tammikuussa 2014 otetut kuvat. Kuvassa olevissa kuvissa pitäisi erottua samanlaisia kuvioita kuin kuvassa 29 nähdään.



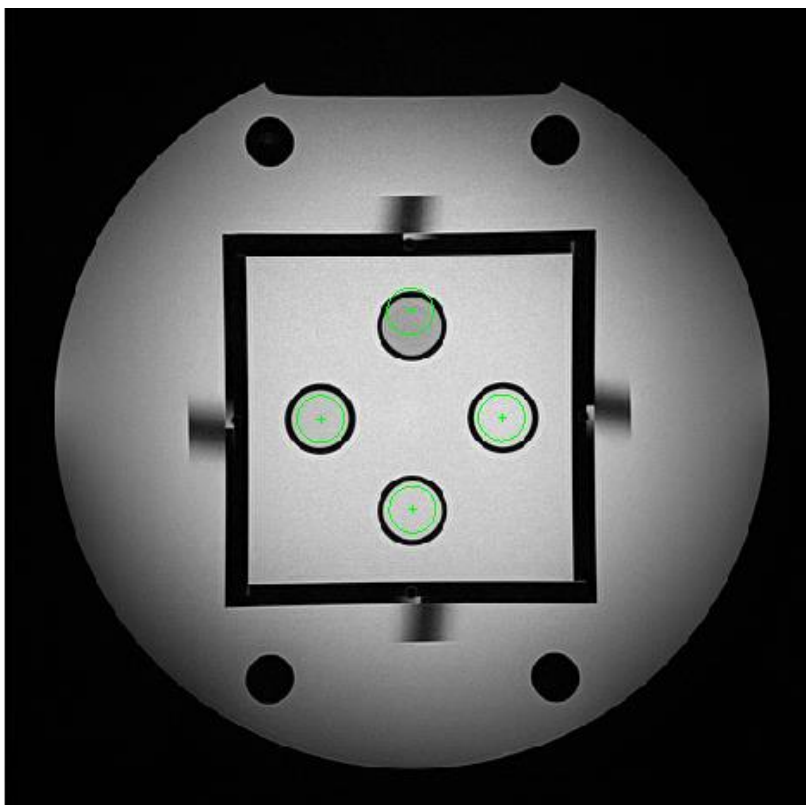
KUVA 41 13.1.2014 otetut laadunvarmistuskuvat

Kuvassa 35 on esitetty Skyran signaali-kohinasuhde ajan funktiona.

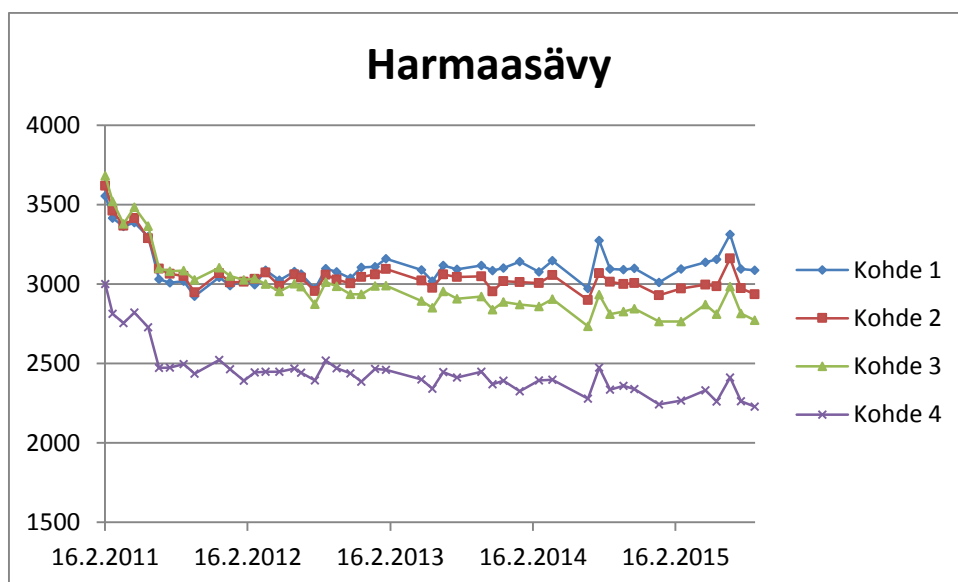


KUVA 42 Skyran signaali-kohinasuhde T1-kuvauksessa.

Harmaasävyissä helmikuusta kesäkuuhun 2011 on ollut korkeat arvot. Piikkejä harmaasävyjen arvoissa oli 4.8.2014 ja 6.7.2015. Molemmissa piikeissä kuva on väärin sijoittunut laskupisteisiin verrattuna, mikä selittää piikit. Kuvassa 36 näkyy virheellisesti sijoittunut kuva ja kuvassa 37 harmaa-arvot ajan funktiona.



KUVA 43 Väärin sijoittunut mittapiste 4.8.2014 tehdyssä mittauksessa.



KUVA 44 Skyran harmaasävyt ajan funktiona

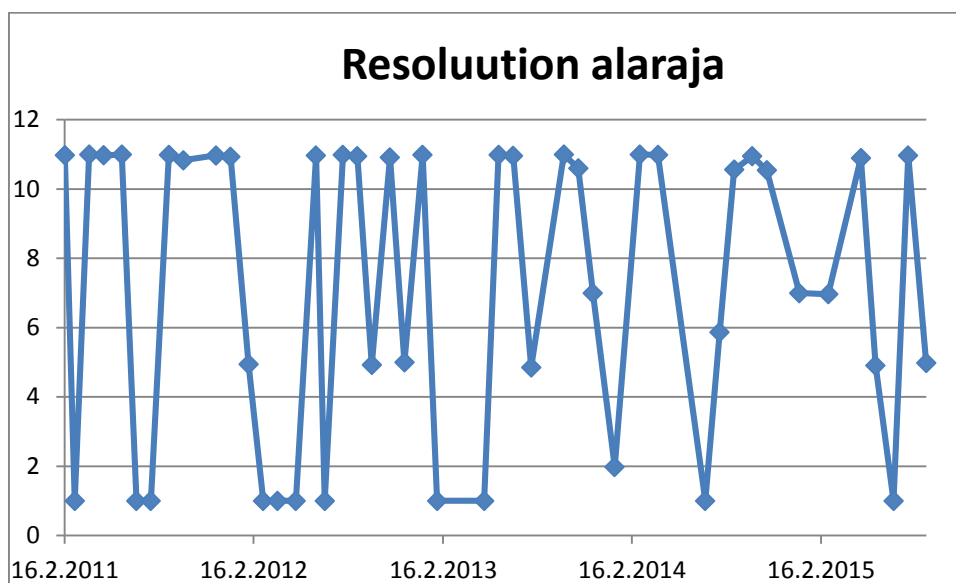
Geometristä vääristymää kuvaavissa mittauksissa on heittoja. Esimerkiksi levyn halkaisijan keskiarvon mittauksissa 3.10.2011, 3.9.2012, 13.1.2014, 2.3.2015, 1.6.2015, 6.7.2015 ja 3.8.2015 tulokset nousevat. Väärät tulokset selittyvät väärennaisen kuvan käytöstä. Kuvassa 38 on esitetty oikea ja väärä kuva.



KUVA 45 Oikea levyn halkaisijan keskiarvon laskemiseen käytetty kuva ja kuva, jota käytettiin virheellisesti

Artiscan ei osannut laskea oikeita halkaisijan arvoja, sillä se luuli levyn loppuvan mustaan neliöön. Oikein laskettu halkaisija lasketaan ympyrän ulkoreunalta.

Jostain syystä resoluution alarajan arvot vaihtelevat todella paljon skyran kuvissa. Vaihtelua tapahtuu 1–11 lp/cm välillä. Kuvassa 29 näkyy resoluution alarajan arvot ajan funktiona.

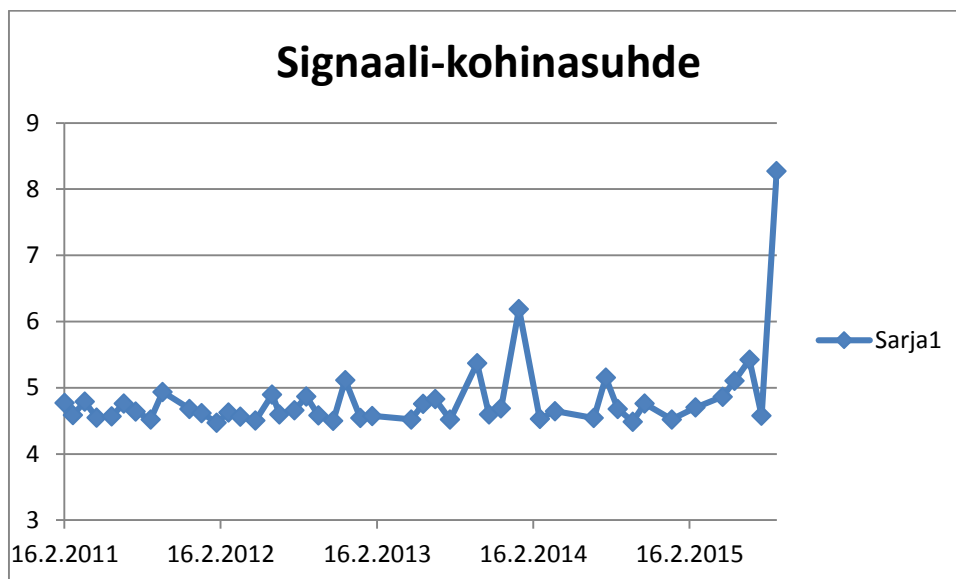


KUVA 46 Resoluution alaraja ajan funkiona

Alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittaaminen on 0,5 millimetrin syvyydestä otetussa resoluutiossa 6 millimetrin nousua kahdessa mittauksessa. Mittaukset ovat otettu 3.10.2011 ja 4.11.2013. 0,75 millimetrin syvyydestä otetuissa arvoissa on kaksi 6 millimetrin piikkiä maaliskuussa 2011 ja 2 millimetrin heitto maaliskuussa 2012.

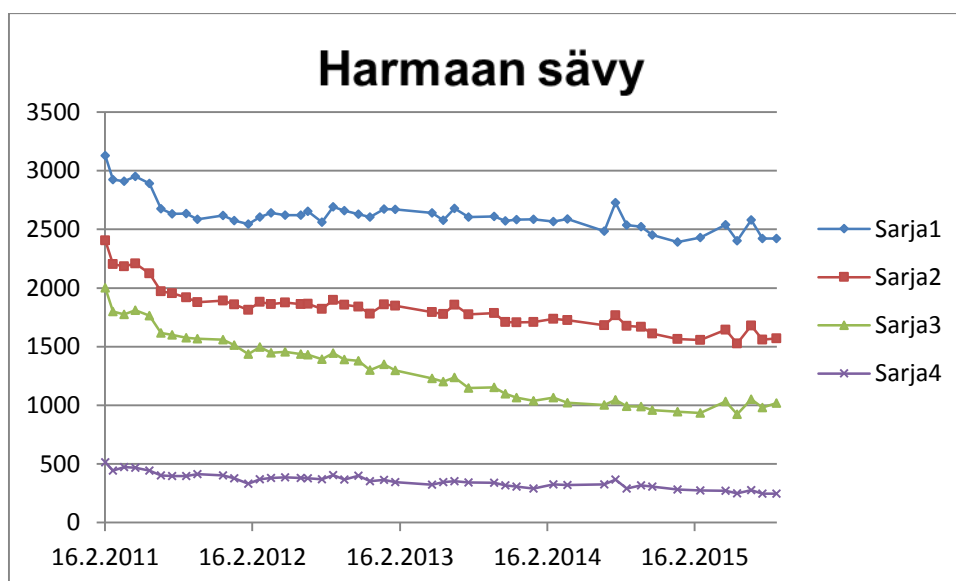
5.8.1 T2-kuvaus

Tammikuussa 2014 ja syyskuussa 2015 on signaali-kohinasuhteessa piikit. Tammikuun laadunvarmistuskuvissa ei ole kuviota, samaan tapaan kuin T1-kuvissa (kuva 34). Kuvassa 40 on esitetty signaali-kohinasuhde ajan funktiona



KUVA 47 Signaali-kohinasuhde ajan funktiona

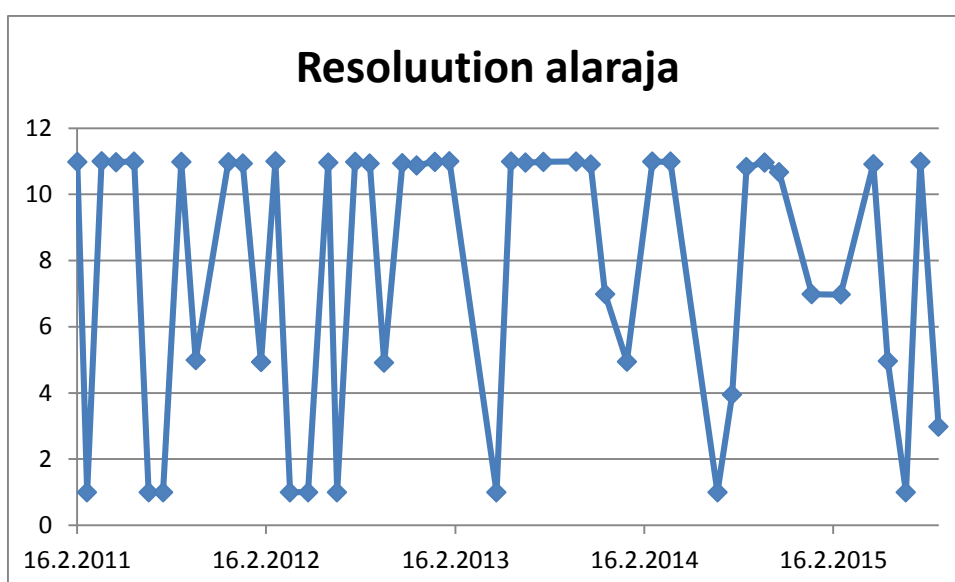
Harmaasävyissä on samalla lailla korkeita arvoja, kuin T1-mittauksissa. Mielenkiintoisesti arvot putoavat melkein pä jatkuvasti ja tekevät kuvaajasta laskevan. Lasku on noin 400 – 500 yksikön luokkaa jokaisessa kuvaajassa. 4.8.2014 on pieni piikki, joka selittyy 4.8.2014 kuvalla. Siinä mittauspiste sijoittuu ohi oikeasta kohdasta samoin kuin kuvassa 36. Kuvassa 41 on esitetty harmaasävyt ajan funktiona.



KUVA 48 Harmaasävyt ajan funktiona

Geometrisen vääristymän T2-kuvien kuvaajissa oli myös piikkejä, joissa levyn halkaisijan keskiarvo nousee suurimmassa osassa 10 mm ja korkeimmillaan 40 mm. Yhden piikin kohdalla on tapahtunut vahinko, jossa huoltohistorian mukaan ”tutkimustilanteessa putkeen on mennyt mittalaitteita”. Työselosteen mukaan vain muoviosia on mennyt rikki. Viipaleen keskiarvoisen tiheyden arvoissa oli kaksi piikkiä samoissa mittauksissa, kuin T1-kuvauksissa.

Resoluution alarajan arvoissa on samanlaista heittelyä, kuin T1-kuvan arvoissa. Arvot vaihtelevat 1–11 lp/cm välillä. Kuvassa on esitetty resoluution alarajan arvot ajan funktiona

*KUVA 49 Resoluution alarajan arvot ajan funktiona*

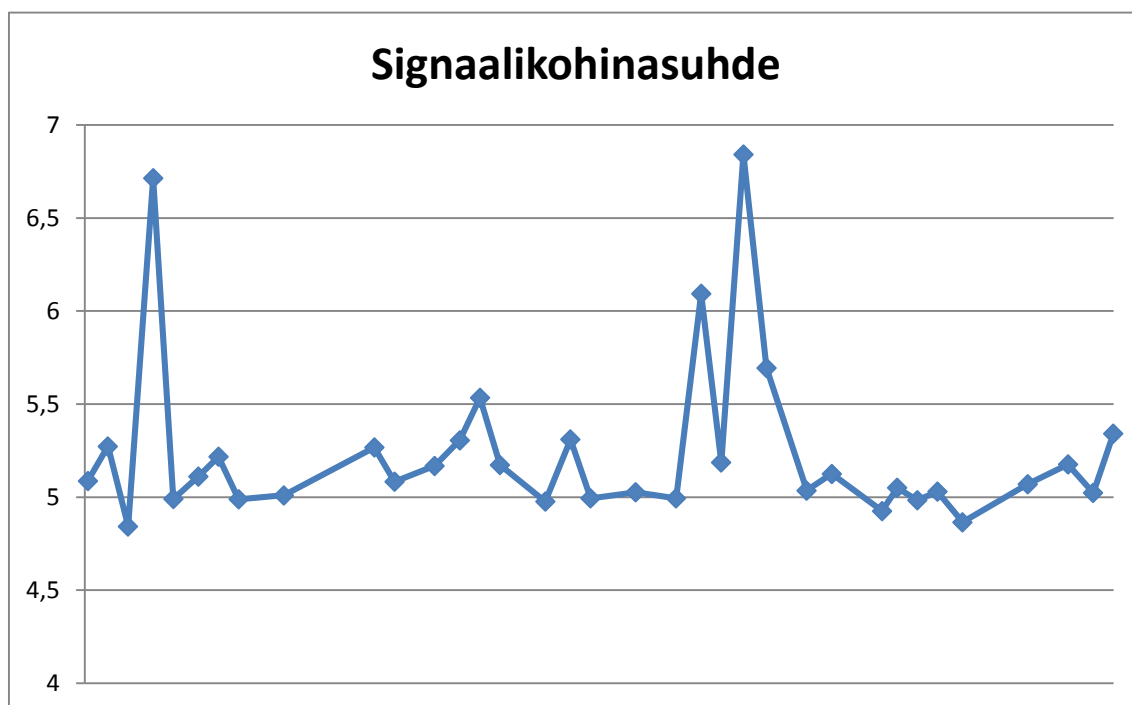
Resoluution alarajan molemmissa kuvauksissa on isoa heittelyä. Korkean kontrastin resoluution kuvissa kirkkaus vaihtelee todella paljon. Kirkkauden heittely voisi selittää resoluution alarajojen arvojen heittelyn.

Alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittaaminen on 0,5 millimetrin syvyydestä otetussa resoluutiassa 6 millimetrin nousu ja toisessa mittauksessa 2 millimetrin nousu.

0,75 millimetrin syvyydessä 6.6.2011, 7.4.2011 ja 3.5.2012 mittauksissa on 2 millimetrin nousu. 5.11.2012 mitatussa testissä on 2 millimetrin nousu 1mm syvyydessä.

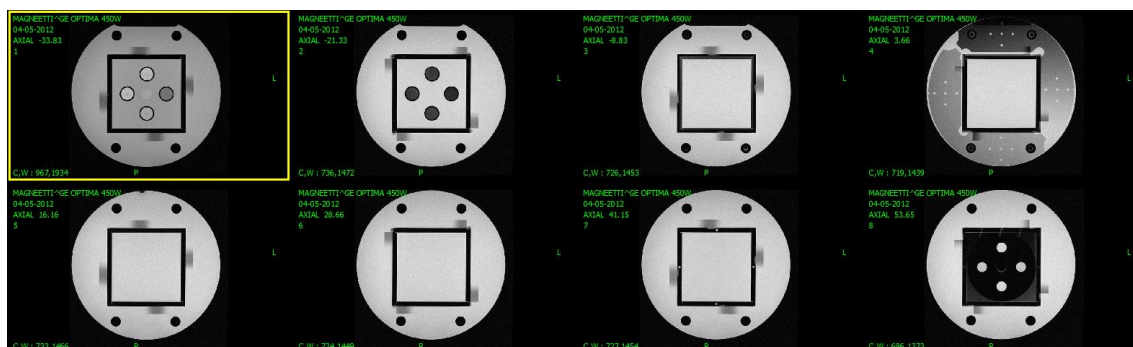
5.9 Optima

Optimasta ei ole T2-dataa. Signaali-kohinasuhteen kaaviossa on kaksi isoa piikkiä ja yksi puolta pienempi. 5.4.2012 on ensimmäinen iso piikki, jolloin leikkeet eivät satu kohdalleen, eli kuva tulee jossain määrin levyn sisältä. Nousu on reilu 1 dB. Kuvassa 43 on esitetty signaali-kohinasuhde ajan funktiona.



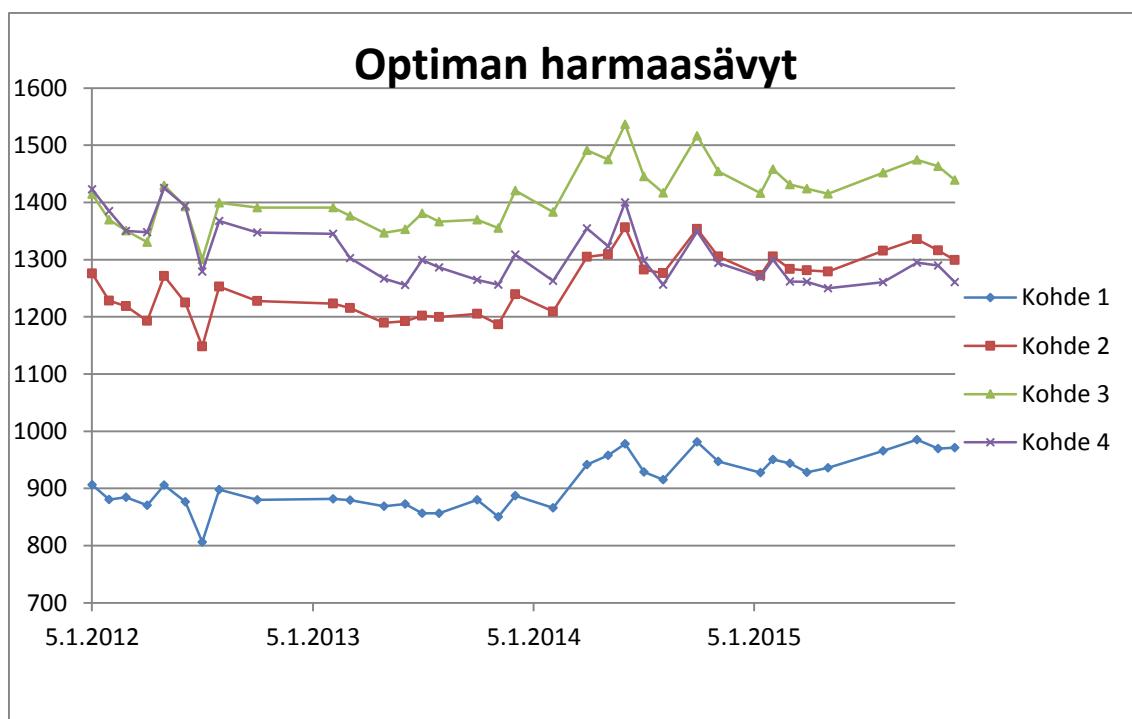
KUVA 50 Signaali-kohinasuhde ajan funktiona.

Kuvassa 44 näkyy 5.4.2012 otetut laadunvarmistuskuvat, jolloin leikkeet eivät ole oikein määritetty. Ensimmäisessä kuvassa näkyy keskellä pieni pallo, joka tulee ylimääräisenä kuvaan ja viimeisessä kuvassa pitäisi olla vastaava kuvio, kuin kuvassa 12.



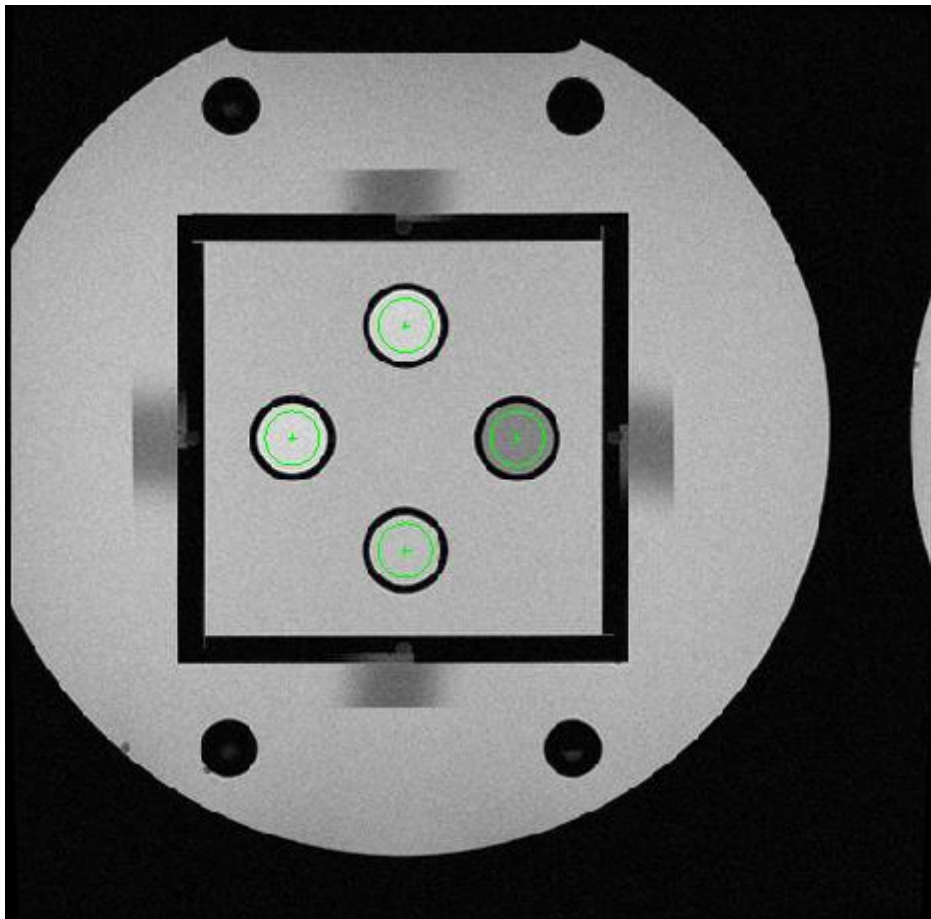
KUVA 51 5.4.2012 otetut laadunvarmistuskuvat, jolloin leikkeet eivät ole kohdallaan

Harmaan arvoissa on paljon heittelyä: tammikuusta 2012 helmikuuhun 2014 arvot pysyvät samoissa arvoissa kohteiden sisäisesti, mutta helmikuun 2014 jälkeen arvot nousevat. Kuvassa 45 nähdään harmaasävyjen arvot.



KUVA 52 Optiman harmaasävyt ajan funktiona

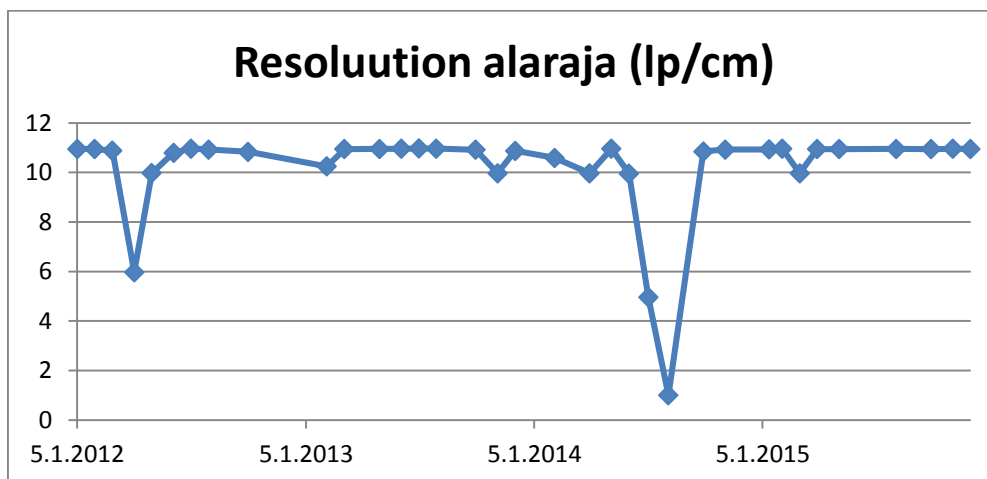
Jokaisessa mittapisteessä on pudotus 5.7.2012 ja nousu 5.6.2014. 5.7.2014 kuva menee ohi. Tämä näkyy kuvassa 46. Kuvan ohimenon ei pitäisi kuitenkaan vaikuttaa saatuihin arvoihin.



KUVA 53 Ohi sijoitettu laadunvarmistuskuva

Alhaisen kontrastin erottelukyvyn mittaus on 0,5 millimetrin ja 0,75 millimetrin syvyydestä otetussa resoluutiassa 6 millimetrin nousu 7.8.2014. 2mm syvyydestä otetuista arvoista on 2 millimetrin nousu 4.10.2012 ja kuuden millimetrin nousu 5.12.2013. Yhden millimetrin syvyydestä otetuista arvoista ei ole nousua.

Resoluution alarajassa on kaksi pudotusta: 5.4.2012 ja 3.7 – 7.8.2014, jotka näkyvät kuvassa 47.



KUVA 54 Resoluution alaraja ajan funktiona

Optimassa on ollut asennuksen yhteydessä asennettuna vääränlainen vikavirtasuoja. Tarkkaa ajankohtaa oikean vikavirtasuojan vaihdolle ei ole, mutta 5.4.2012 on muutoksia resoluution alarajan ja signaali-kohinasuhteen arvoissa. Oletettavasti vikavirtasuojan vaihdon jälkeen olisi tapahtunut systemaattinen muutos kaikissa tapahtuman jälkeisissä mittauksissa. Systemaattista muutosta ei kuitenkaan ole havaittavissa, joten ilmeisesti vikavirtasuojalla ei ollut vaikutusta kuvanlaatuun, ainoastaan laitteen käytettävyyteen.

6 POHDINTA

Työn tavoitteena oli lisätä laadunvarmistuskuvat Artiscan-järjestelmään ja tutkia retrospektiivisesti neljän magneettikuvauslaitteen laadunvarmistusdataa usealta vuodelta. Tavoitteena oli saada opinnäytetyö valmiiksi keväällä 2016.

Laadunvarmistuskuvissa oli virheitä, jotka piti korjata ennen kuin Artiscan osasi lukea kuvat oikein. Esimerkiksi korkean kontrastin resoluutio levy oli väärinpäin fantomissa ja Twinspeed-laitteen kuvia ei tuettu ohjelmistossa. Fantom on esine, tässä tapauksessa lieriö, jota käytetään kuvantamisessa esimerkiksi laadunvarmistukseen ja tutkimuskäyttöön. Sillä analysoidaan kuvantamislaitteiden toimintaa. Kuvat olivat levyn takia väärinpäin myös, joten ne täytyi kääntää mekaanisesti Matlabilla. Matlabilla täytyi myös muokata Twinspeed-laitteen Dicom-kuva-tiedostoja, jotta Artiscan saatiin lukemaan kuvat.

Työn päätarkoituksena oli syöttää vanhat laadunvarmistuskuvat laadunvarmistusohjelmisto Artiscaniin ja selvittää, näkyvätkö laitteiden viat laadunvarmistuskuvien parametrien muutoksina. Parametrien arvoja tutkittiin Aquilabin-nettisovelluksesta, josta ne saatiin ladattua suoraan Excel-muodossa. Excel-muodoista tehtiin kuvaajat, joista analysointi suoritettiin.

Skyrassa jäähdytysjärjestelmän vuodon aikana oli havaittavissa poikkeamia arvoissa. Lähinnä paineiden nousu ja jäähdytyksen ongelmat näkyivät parametrien muutoksina laitteissa. Tämä oli toistuvaa myös muissakin laitteissa. Osa arvojen muutoksista selittyy esimerkiksi fantomissa olevien ilmakuplien sijoittumiseen kohteisiin, joista ohjelma arvioi arvoja.

Jäähdytysjärjestelmän ongelmat ja arvojen muuttuminen sen myötä on tämän työn tuloksien perusteella mahdollista. Tarvitaan kuitenkin lisää seuranta tulevaisuudessa vikojen yhteydessä. Tämän työn jälkeen henkilökunta osaa ottaa huomioon varsinkin jäähdytysjärjestelmän ongelmien yhteydessä laadunvarmistuskuvien arvojen tarkkailun.

Yleisesti ottaen laadunvarmistuskuvauksissa on otettu vääränlaisia kuvia Artiscan näkökulmasta. Molemmat resoluutioiden mittausslevyt ovat olleet väärinpäin, joissakin kuvissa on ylimääräistä neliötä keskellä ja kuvausparametrit vaihtelevat. Vuodesta 2016 laadunvarmistuskuvat on otettu uusien parametrien mukaan, jolloin tulee oikeanlaisia kuvia. Näin ei tule myöskään ongelmia, että Artsicanissa pitäisi tehdä useita protokollia saman laitteen kuville.

Kuvantamisen yksikössä on ollut mielenkiintoista työskennellä. Pääsin käytännössä tutustumaan laitteisiin ja esimerkiksi fantomiin. Itse kuvaustilanteeseen pääseminen oli mahtava kokemus. Opinnäytetyön tekeminen uuden jakomenetelmän vuoksi osissa tuntui hyvältä. Se vie painetta pois verrattuna, jos työn tekisi kerralla ja uskoisin, että aloittaminen on helpompaa.

LÄHTEET

1. AQUILAB. Saatavissa: <http://www.aquilab.com/>. Hakupäivä 9.5.2016
2. MATLAB- MathWorks – Mathworks Nordic. Saatavissa: <http://se.mathworks.com/products/matlab/index.html>. Hakupäivä 22.3.2016.
3. STM 423/2000. Sosiaali- ja terveysministeriön asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä 2000. Helsinki: Sosiaali- ja terveysministeriö. Saatavissa: <http://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2000/20000423#Pidp3568912>. Hakupäivä 19.4.2016.
4. Peuna, Arttu 2016. Erikoistuva fyysikko, Oys. Keskustelu 21.3.2016 .
5. Artiscan - Advanced User Manual Annex 1, 2015. Aquilab.
6. Elster, Allen D. 2016. T1 relaxation: Definition. Questions and Answersin MRI. Saatavissa: <http://mri-q.com/what-is-t1.html> Haettu 2.5.2016.
7. Elster, Allen D. 2016. T2 (spin-spin) relaxation – Questions and Answersin MRI. Saatavissa: <http://mri-q.com/what-is-t2.html>. Hakupäivä 2.5.2016.
8. Dandu Ravi Varma 2012. Managing DICOM images: Tips and tricks for the radiologist. Saatavissa: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3354356/>. Hakupäivä 21.3.2016.
9. ImageJ. Saatavissa: <http://imagej.net/Welcome>. Hakupäivä 9.5.2016.
10. Artiscan - Advanced User Manual, 2015. Aquilab.
11. Artiscan - Advanced User Manual Annex 2, 2015. Aquilab.
12. Magnetom Skyra – Siemens Healthcare Global. Saatavissa: <http://www.healthcare.siemens.com/magnetic-resonance-imaging/3t-mri-scanner/magnetom-skyra/technical-details> Hakupäivä 25.4.2016.

13. Signa HDxt 1.5T - Magnetic Resonance Imaging - Products. Saatavissa :
http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/magnetic_resonance_imaging/signa_hdxt_1-5t#tabs/tab860B307EC43941AE818918C20E34D6CD. Hakupäivä 25.4.2016.

14. Optima MR450w - Magnetic Resonance Imaging - Products. Saatavissa:
http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/magnetic_resonance_imaging/optima_mr450w#tabs/tab69F4B243255F4FF78C0A0EAE38C69EB3. Hakupäivä 25.4.2016.

15. MRI – Signa Infinity 1.5T TwinSpeed with escite – MR-TIP: Database. Saatavissa: <http://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&gid=944>. Hakupäivä 9.2.2016.

16. Magphan® 170 — The Phantom Laboratory. Saatavissa: <http://www.phantomlab.com/magphan-170>. Hakupäivä 16.5.2016.

17. Signal to noise ratio | Radiology Reference Article | Radiopaedia.org. Saatavissa: <http://radiopaedia.org/articles/signal-to-noise-ratio>. Hakupäivä 2.5.2016.

18. Read Metadata from DICOM Files. Saatavissa: <http://se.mathworks.com/help/images/read-metadata-from-dicom-files.html>. Hakupäivä 24.3.2016.